UNIVERSITE DE PARIS VI

FACULTÉ DE MÉDECINE PITIÉ - SALPÊTRIÈRE

30.

Année 1972

THÈSE

N°

POUR LE

DOCTORAT EN MEDECINE

(Diplôme d'état)

PAR

Pierre FIRON

Né le 28.9.46 à Orléans

PRÉSENTÉE ET SOUTENUE PUBLIQUEMENT LE

CONTRIBUTION A L'ÉTUDE DES VARIATIONS DU DÉBIT CARDIAQUE DE L'HOMME SOUS L'INFLUENCE DES CHANGEMENTS DE POSITION.

MESURE PAR PLÉTHYSMOGRAPHIE ÉLECTRIQUE

Président : Monsieur BARGETON, Professeur

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41543517_0081

UNIVERSITE DE PARIS VI

FACULTÉ DE MÉDECINE PITIÉ - SALPÊTRIÈRE

Année 1972 **THÈSE** N°

POUR LE

DOCTORAT EN MEDECINE

(Diplôme d'état)

PAR

Pierre FIRON

Né le 28.9.46 à Orléans

PRÉSENTÉE ET SOUTENUE PUBLIQUEMENT LE

CONTRIBUTION A L'ÉTUDE DES VARIATIONS DU DÉBIT CARDIAQUE DE L'HOMME SOUS L'INFLUENCE DES CHANGEMENTS DE POSITION.

MESURE PAR PLÉTHYSMOGRAPHIE ÉLECTRIQUE

Président : Monsieur BARGETON, Professeur

UNIV.
LEIDEN
BIBL.

- A mon épouse,

- A Muriel et Aurélie, mes deux filles,

En témoignage de notre profond attachement.

- A mes parents,

Qu'ils trouvent ici l'aboutissement de tant d'années d'effort.
Avec toute notre affection et notre reconnaissance.

- A mes beaux parents,

En remerciement de l'aide qu'ils nous ont apporté tout au long de nos études médicales.

- A toute ma famille, à tous mes amis.

- A Monsieur le Professeur BARGETON

Chef de service du Laboratoire d'explorations fonctionnelles du C.H.U. PITIE-SALPETRIERE.

Il nous a fait le grand honneur d'accepter la présidence de cette thèse et nous a guidé tout au long de sa réalisation.

- A Monsieur le Professeur GOUGEROT,

Chef de service du Laboratoire de Physique du C.H.U. PITIE-SALPETRIERE,

- A Monsieur le Professeur BARRES,

Chef du service du Laboratoire de Physiologie du C.H.U. BICETRE,

qui nous ont si bien accueilli. Leurs conseils nous ont été d'une grande aide.

- A Monsieur le Médecin en Chef DEMANGE,

Professeur agrégé du Service de Santé des Armées.

Il nous a initié à la pléthysmographie électrique et nous a inspiré notre sujet. Sa présence de tous les jours à nos côtés nous a permis de mener à bien ce travail. Qu'il veuille bien trouver ici preuve de notre grande reconnaissance.

- A nos Maîtres des Hôpitaux de Paris et de Blois,

En remerciements de la qualité de leur enseignement.

- A tous les jeunes militaires qui ont accepté de nous servir de sujet d'expérience, Nous les en remercions vivement.

- A Monsieur l'Ingénieur Général MUNNICH, Directeur du Centre d'Essai en Vol,
- A Monsieur le Médecin en Chef de 1ère classe COLIN, Médecin Chef du LAMAS et du C.E.V.,
- A Monsieur le Médecin de 2ème classe VIEILLEFOND,
- A Monsieur le Docteur LE MER,
- A Monsieur le Médecin de 2ème classe VETTES,

Ils nous ont permis de concilier nos obligations militaires et la réalisation de ce travail.

- A Monsieur JAZAT, Professeur Chef de Travaux,

Nous lui devons la réalisation pratique de notre iconographie. Avec tous nos remerciements.

- A Monsieur TINGAUD,

En remerciements pour l'aide qu'il a apportée à notre expérimentation.

- A tout le personnel civil et militaire du LAMAS.

INTRODUCTION

Nous avons eu la possibilité au cours de notre service militaire de participer aux travaux de recherche de la section Accélération du Laboratoire de Médecine Aérospatiale du Centre d'Essai en Vol à BRETIGNY, sous la direction des Docteurs COLIN et DEMANGE.

Ce travail rapporte les tentatives que nous avons effectuées afin d'appliquer la rhéopléthysmographie à la mesure du débit cardiaque lors des changements de position.

A priori, il n'était pas évident qu'une telle méthode, nécessitant la pose d'électrodes en face de l'aorte ascendante, fut applicable à la comparaison des débits cardiaques dans des positions s'accompagnant d'un déplacement de la masse médiastinale par rapport aux électrodes.

Le plan de notre ouvrage sera le suivant :

I/ - HISTORIQUE.

II/ - METHODE EXPERIMENTALE.

III/ - RESULTATS.

IV/ - DISCUSSION.

V/ - CONCLUSIONS.

VI/ - REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES.

/...

HISTORIQUE

Les notions relatives aux variations hémodynamiques en fonction de la position des sujets sont très anciennes.

HARVEY et LOWER, au 17ème siècle parlent déjà de la difficulté du retour veineux en position debout ;

ROBINSON en 1732 découvrit que la fréquence cardiaque était plus grande debout que couché.

Il faut en fait attendre le 20ème siècle pour voir se développer les techniques permettant la mesure du débit cardiaque et, de là, toutes les études sur ses variations physiologiques.

LINDHART en 1913 est le premier à mesurer le débit cardiaque d'un groupe de sujets dans différentes positions. Il utilisa la méthode au protoxyde d'azote décrite 2 ans plus tôt par MARKOFF MULLER et ZUNTZ. Ses résultats sont différents chez l'homme et chez la femme :

- le volume-minute des femmes augmente de 17 % entre la position assise et la position couchée,

- alors que chez l'homme, le volume-minute en position couchée est inférieur de 3,8 % au volume-minute en position assise.

- Par ailleurs le débit décroissait de 6,6 % quand les sujets passaient de la position assise à la position debout.

En fait, ces travaux ne peuvent être pris en considération car les mesures effectuées dans les différentes positions n'étaient pas faites le même jour pour un même sujet.

COLLETT et LILJESTRAND en 1923 confirmèrent les résultats de LINDHART.

TURNER, utilisant une méthode analogue trouva chez 25 femmes un débit inférieur de 23,8 % en position debout par rapport à la position couchée.

FIELD et BOCK, en 1924, utilisant la méthode indirecte du procédé de FICK retrouvèrent des résultats comparables.

/...

GROLLMAN en 1929, apportait en fait la première technique fiable de mesure du débit cardiaque : la méthode à l'acétylène. Et dans son livre sur le débit cardiaque édité en 1932, il écrit que les changements de position n'avaient qu'une influence très faible sur le débit cardiaque, de l'ordre de 5 à 6 %.

FISHER en 1933 trouva au contraire que le débit cardiaque diminuait considérablement entre les positions assise et debout.

Tous les auteurs précités ont cependant noté 2 faits bien établis :

- la diminution du volume systolique en position debout ,
- et l'augmentation parallèle de la fréquence cardiaque.

C'est finalement NYLIN en 1934 qui allait apporter pour la première fois les notions modernes sur les variations des paramètres hémodynamiques en fonction des changements de position.

Utilisant une détermination radiologique du volume cardiaque et une mesure du volume minute par dilution de l'acétylène, il nota en position debout par rapport à la position couchée :

- une augmentation de 40 % de la fréquence cardiaque,
- une diminution de 36,4 % du volume d'éjection systolique,
- une diminution de 11 % du débit cardiaque,
- alors que le rapport volume d'éjection systolique sur volume du coeur restait stable avec les différentes positions.

Avec la même méthode de détermination du débit cardiaque, DONAL et Coll. puis SCHNEIDER et CRAMPTON retrouvèrent des résultats équivalents.

MC MICHAEL et Coll. dans une première étude réalisée en 1937, retrouvèrent des résultats légèrement différents. La technique était pourtant la même : dilution de l'acétylène. Certes, dans la majorité des cas les auteurs ont retrouvé une diminution du débit cardiaque de la position couchée à la position debout (allant de 2 à 34 %). Mais dans 3 cas, on note une augmentation du débit en position debout (32, 8, et 2 %). Ces résultats ont été rapportés par les auteurs à une augmentation importante du métabolisme de base comme en témoigne l'accroissement important de la consommation d'oxygène en position debout. MC MICHAEL concluait que si la consommation d'oxygène est maintenue à peu près constante, le débit cardiaque chute toujours en position debout par rapport à sa valeur en décubitus.

/...

Toujours par la méthode de GROLLMAN, mais dans une étude ou les changements de position étaient effectués passivement (Tilt-test*), ASMUSSEN et coll. ont retrouvé pour une inclinaison du corps de 45° par rapport à l'horizontale :

- une accélération subite et stable du pouls,
- une diminution de 15 % du débit cardiaque (de 4,6 à 3,9 l/mn),
- une augmentation importante du volume des membres inférieurs (mesurée par pléthysmographie). Elle semble due d'une part à l'accumulation veineuse de sang, et d'autre part à une exsudation liquidienne à travers la paroi capillaire. Si le sujet effectue quelques contractions musculaires des jambes, (favorisant ainsi son retour veineux) on assiste à une augmentation du volume systolique et un ralentissement de la fréquence cardiaque.

STARR et RAWSON un an plus tard en mesurant le débit cardiaque par la ballistocardiographie démentaient ces résultats : les changements de position n'ont pas pour ces auteurs d'influence notable sur le débit cardiaque.

En 1944, lors d'une seconde étude, MC MICHAEL utilisant le procédé de FICK direct mis au point par COURNAND et coll., trouve chez tous ses sujets une augmentation de 33 % du débit cardiaque en décubitus par rapport à la position debout. Il démontre par ailleurs au cours de cette étude que le débit cardiaque suit fidèlement les variations qu'on impose à la pression auriculaire (par saignée, garrots posés sur les membres inférieurs, ou injection rapide intra-auriculaire de soluté salin isotonique). Cette démonstration prouve bien que la diminution du débit cardiaque observée en station verticale est due à la diminution du retour veineux.

STEAD et Coll. en 1945, utilisant également le procédé direct de FICK, mais les changements de position étant effectués passivement, ont retrouvé pour une inclinaison de 70° par rapport à l'horizontale une diminution de 23 % de l'index cardiaque.

COURNAND, en 1952, dans son livre sur l'insuffisance cardiaque rappelle que le débit cardiaque est plus élevé couché que debout.

DONALD et Coll. en 1953, utilisant le procédé direct de FICK, retrouvent des résultats voisins de ceux publiés antérieurement : le débit est de 10 % supérieur en décubitus par rapport à la position debout.

WESSLER et Coll. utilisant le Tilt-test et déterminant le débit cardiaque par la dilution d'un colorant (HAMILTON) montrent pour la moyenne de 6 sujets une variation de 16 % du débit en faveur de la position couchée.

---

* - tilt-test : table basculante.

/...

En 1960, BEVEGARD, HOLMGREN et JONSSON mesurant le débit cardiaque de 10 sujets par le procédé de FICK ont retrouvé les résultats que nous résumons dans le tableau n° 1. Les variations qu'ils ont observées sont de l'ordre de 25 %.

	COUCHE	ASSIS	VARIATIONS
Qc	7,89	5,85	- 25,9 %
V.S.	115,7	70	- 40 %
F.	70	83,6	+ 18,4 %

TABLEAU N° 1 : Résumé des résultats de BEVEGARD et Coll.

$\dot{Q}c$ = Débit cardiaque en l/mn
VS = Volume d'éjection systolique en ml
F = Fréquence cardiaque en coups par minute.

C'est en 1960 que sont également parus les travaux de WANG et coll. Ils ont mesuré le débit cardiaque par dilution du cardiogreen chez 4 sujets. Leurs résultats sont résumés dans le tableau n° II.

	ORTHOSTATISME			DECUBITUS		
	V.E.S.	F.	$\dot{Q}c$	V.E.S.	F.	$\dot{Q}c$
Sujet n° 1	58	87	4,9	105	68	7,1
Sujet n° 2	79	81	6,4	111	62	6,9
Sujet n° 3	57	91	5,2	95	67	6,4
Sujet n° 4	52	89	4,6	96	65	6,2

TABLEAU N° II : Résumé des résultats de WANG et Coll.
mêmes abréviations que ci-dessus.

Les auteurs en concluent que, en moyenne, lorsque les sujets se lèvent on observe une chute du débit cardiaque, une augmentation de la fréquence et une chute de l'index systolique (41 %).

/...

BURTON en 1965 trouve une augmentation de 25 % du débit cardiaque en position couchée par rapport aux positions assise ou debout.

En 1965, également, fut publiée une seconde étude de BEVEGARD et coll. sur 6 sujets (étudiants volontaires en bonne santé). Le débit était mesuré par cathéterisme des cavités cardiaques en position assise et couchée. Le tableau n° III reproduit leurs résultats. Dans 5 des 6 études les auteurs ont observé lors du passage à la position assise (et après avoir laissé les sujets s'équilibrer au repos dans cette position) une chute du $\dot{Q}c$ allant de 12 à 51 % (25 % en moyenne), provoquée par une diminution du volume systolique et malgré une accélération compensatrice de la fréquence. Le sujet n° 4 au contraire augmente son débit de 10 % en position assise.

	DECUBITUS				ASSIS			
POSITIONS	VS	F	0_2	$\dot{Q}c$	VS	F	0_2	$\dot{Q}c$
Sujet n° 1	115	71	42	8,2	52	78	74	4
Sujet n° 2	112	78	36	8,7	63	97	53	6,1
Sujet n° 3	105	68	39	7,2	82	73	57	6,0
Sujet n° 4	120	53	42	6,4	103	69	57	7,1
Sujet n° 5	110	58	49	6,4	77	73	71	5,6
Sujet n° 6	109	89	33	9,7	80	102	44	8,2

TABLEAU N° III : Résumé des expériences de BEVEGARD et Coll. (1965)

mêmes abréviations que ci-dessus ;

0_2 = Différence artério-veineuse en oxygène en ml/l.

Enfin en 1965 sont paru les travaux de GAUER, et son étude analytique des phénomènes :

Le débit cardiaque est inférieur de 20 à 25 % en position debout par rapport au décubitus. Les explications fournies par GAUER sont les suivantes :

- lors de la position debout, on observe :
  - une diminution du volume ventriculaire télédiastolique, entrainant une diminution du volume d'éjection de 50 à 60 %,

/...

- l'accélération de la fréquence cardiaque (10 à 20 cps/mn) n'est pas suffisante pour maintenir le débit à sa valeur initiale,
- parallèlement on observe une diminution de la différence artério-veineuse de 4 à 6 vol. %.

- La chute du débit cardiaque est largement diminuée si on immerge le sujet dans l'eau compensant ainsi le gradient hydrostatique intravasculaire selon le grand axe du corps. Ce fait explique l'importance des variations du volume sanguin central dans les changements de position : l'orthostatisme représente ainsi une véritable hémorragie fonctionnelle dans le lit vasculaire. SJOSTRAND, utilisant la plethysmographie a trouvé que 78 % du volume du sang déplacé dans les parties déclives de l'organisme lors de la position debout, vient du secteur vasculaire intra-thoracique (chute de 25 % environ des volumes sanguins pulmonaires et cardiaques). Cette diminution se fait pour les 3/4 aux dépens des poumons et pour 1/4 aux dépens des oreillettes et des grosses veines (les ventricules étant peu touchés).

Au total cette revue de la littérature nous a permis d'établir que la majorité des expérimentateurs pensent que le débit cardiaque est plus faible en orthostatisme qu'en decubitus ou qu'en position assise, et que cette chute est due à une diminution du volume d'éjection systolique. Les chiffres avancés sont très variables, allant de 2 à 50 %. Des valeurs comprises entre 10 et 25 % sont cependant le plus fréquemment rencontrées. Par contre nous n'avons pas retrouvé d'études complètes sur les 3 positions debout - assis - couché.

Notre étude va donc consister dans l'étude systématique de ces trois positions par la Rhéopléthysmographie, en essayant de retrouver des valeurs comprises dans la fourchette 10-25 %.

/...

METHODE EXPERIMENTALE

1°) - RAPPEL SUR LA RHEOPLETHYSMOGRAPHIE

A. Principes théoriques.

B. Principes techniques.

C. Application à la mesure du débit cardiaque.

D. Procédé de dépouillement graphique.

2°) - DESCRIPTION DES APPAREILS UTILISES

A. Appareil de mesure d'impédance à 4 électrodes.

B. Enregistreur.

C. Electrodes.

3°) - PROTOCOLE EXPERIMENTAL

A. Sujets.

B. Déroulement d'une expérience.

C. Conditions extérieures.

1°) - RAPPEL SUR LA RHEOPLETHYSMOGRAPHIE

A. PRINCIPES THEORIQUES

La découverte du principe est due aux travaux de HORTON et VANRAVENSWAY (1935) de BARNETT (1937, 1941) et de ROSENDAL. Son principe en est le suivant : un segment corporel est parcouru par un courant électrique imposé ; les variations circulatoires qui s'y produisent entraineront des variations d'impédance électrique du fait de la différence entre les résistivités tissulaires et sanguines.

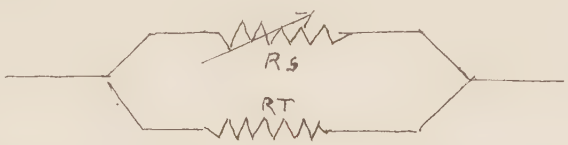
Aux fréquences utilisées, le sang peut pratiquement être considéré comme une résistance ohmique. Sa résistance étant inférieure à celle des autres tissus, lorsque le volume sanguin contenu dans un segment corporel augmentera, les résistances électriques globales de celui-ci diminueront.

Le volume sanguin présent dans un segment corporel peut schématiquement se diviser en 2 compartiments :

- le secteur artériel et le secteur veineux.

Or le volume du secteur veineux ne varie que lentement et n'intervient probablement pas dans les phénomènes rapides observés, dus uniquement aux pulsations artérielles.

Aux fréquences utilisées (aux alentours de 100 KHz), les tissus profonds peuvent être assimilés à une résistance fixe Rt, mise en parallèle avec une résistance sanguine variable, Rs (Voir schéma), la composante capacitive Ct des tissus profonds étant courcircuitée du fait de son impédance relativement élevée.



On démontre facilement avec BONJER, NYBOER et KUBICEK, en appliquant les formules :

$\frac{I}{R} = \frac{I}{Rt} + \frac{I}{Rs}$ et $R = \rho \frac{l}{s}$ (en faisant l'approximation d'un conducteur cylindrique que le courant traverse parallèlement à son grand axe).

que : $\Delta V = \frac{\rho . l^2 \Delta R}{R_o(R_o + \Delta R)}$ ΔR étant très petit par rapport à R

On peut écrire $\Delta V = \frac{\rho l^2 \Delta R}{R_o^2}$ (formule de NYBOER).

/...

ΔV = variation de volume sanguin artériel

ρ = résistivité du sang (153 Ωcm aux fréquences utilisées)

ΔR = variation de résistance

Ro = résistance de base

l = longueur du conducteur (en l'occurence distance entre les électrodes de recueil).

Il est donc théoriquement possible, dans un segment corporel, de calculer la variation de volume sanguin provoquée par la systole cardiaque. Nous rappelerons ultérieurement les procédés de dépouillement graphique qui permettent de mesurer au niveau de l'aorte le volume d'éjection systolique, et connaissant la fréquence cardiaque, le débit cardiaque.

B. PRINCIPES TECHNIQUES DE LA PLETHYSMOGRAPHIE A 4 ELECTRODES.

Etudiée aux U.S.A. par NYBOER et LIFSHITZ, elle a été introduite en France par GOUGEROT et MARSTAL.

Quatre électrodes sont placées sur le segment corporel étudié :
- 2 électrodes d'injection appliquant un courant connu ;
- 2 électrodes de recueil, non débitantes, placées entre les électrodes d'injection.

Le courant injecté doit être constant. Pour celà, nous avons adopté la solution de résistances d'imposition suffisamment grandes par rapport aux variations de résistances mesurées (GOUGEROT). D'après les études de MOSKALENKO, le courant utilisé devrait avoir une fréquence comprise entre 100 et 200 KHz.

En effet :

- Pour une fréquence supérieure à 100 KHz, l'impédance électrique de l'ensemble peau-électrodes est représenté essentiellement par la composante capacitive de faible impédance courcircuitant la forte composante résistive (variable avec divers facteurs dont l'émotion et la sudation).

- Inversement, aux fréquences électriques inférieures à 200 KHz les composantes capacitives des tissus profonds (membranes cellulaires), d'assez forte impédance sont courcircuitées par les résistances relativement faibles et surtout par la plus faible, le plasme sanguin.

/...

Le matériel que nous utilisons comprend un mesureur d'impédance à 4 électrodes, permettant à la fois de connaître les valeurs des résistances profondes entre les électrodes de recueil et de provoquer une variation calibrée permettant de connaître la valeur des variations de cette résistance profonde. Un système particulier a été conçu et réalisé au LA.M.A.S. par DEMANGE et LEGRAND. Il comprend :

- Un générateur de courant haute fréquence permettant d'obtenir aux électrodes d'injection un courant de 150 KHz sous 2 volts avec un débit de quelques milliampères.

- Une résistance d'imposition de 5600 Ω intercallée entre le générateur et le segment corporel : (Voir schéma n° 1).

. une portion variable de cette résistance Z_I permet de recueillir une certaine différence de potentiel U_I ;

. après amplification ce signal est mis en opposition avec la différence de potentiel U_2 issue de l'impédance profonde Z_2 comprise entre les électrodes de recueil ;

. cette opposition est obtenue par l'intermédiaire d'un amplificateur différentiel ;

. l'équilibre du système est obtenu lorsque $Z_I = Z_2$ (donc $U_I = U_2$). L'aiguille d'un galvanomètre placé à la sortie du système sera alors au zéro.

- Une faible variation de Z_I entraîne une variation identique mais de sens contraire à celui provoqué par la même variation de Z_2.

Au total cette résistance d'imposition permet donc à la fois d'imposer un courant constant de connaître les valeurs de Z_2 et d'étalonner les variations de celle-ci.

/...

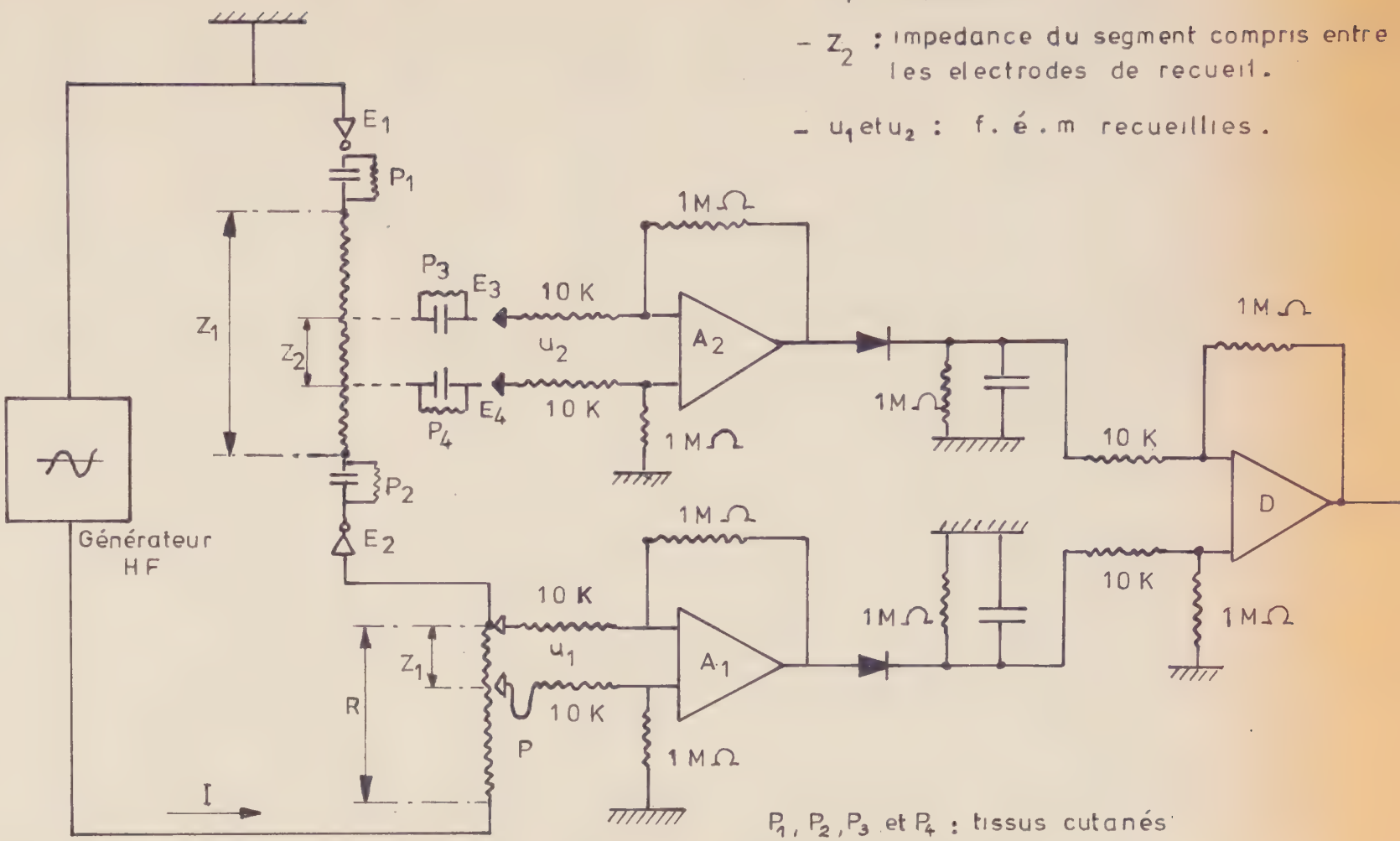


FIG. 1 Schéma électrique du pléthysmographe

- Z_1 : impédance variable.
- Z_2 : impedance du segment compris entre les electrodes de recueil.
- u_1 et u_2 : f. é. m recueillies.

A_1 - A_2 : Amplis opérationnels ayant un gain identique

D : Ampli différentiel

S : Sortie

P_1, P_2, P_3 et P_4 : tissus cutanés

R : Résistance d'imposition

Z_t : Impédance des tissus profonds

P : Potentiomètre

E_1 - E_2 : Electrodes d'amenée

E_3 - E_4 : Electrodes de recueil

C. APPLICATION A LA MESURE DU DEBIT CARDIAQUE.

C'est à la suite des travaux américains de KUBICEK et COLEMAN que DEMANGE, COLIN et BOUTELIER ont proposé la technique que nous avons utilisée. Rappelons en le principe déjà exposé dans la thèse d'AUZAS (effectuée dans le Laboratoire de Médecine Aérospatiale) puis redéveloppé et complèté par DEMANGE.

Il est procédé à l'injection d'un courant électrique de 100 KHz et de quelques volts par l'intermédiaire de 2 électrodes métalliques appliquées sur le cou et la partie inférieure gauche de la paroi thoracique antérieure. Nous avons vu plus haut qu'une forte résistance électrique était placée en série avec le sujet de façon à "imposer" le courant mais nous permettant aussi d'équilibrer et d'étalonner l'impédance électrique appréhendée par deux électrodes de recueil placées sur la paroi thoracique antérieure.

A la fréquence électrique utilisée cette impédance peut être considérée comme ayant la valeur d'une résistance ohmique (NYBOER, MOSKALENKO) représentant essentiellement le sang contenu dans les gros vaisseaux médiastinaux.

Les électrodes de recueil placées devant la masse cardiaque permettent donc l'enregistrement des variations de résistance électriques dues aux variations du volume sanguin contenu dans le coeur au cours de la révolution cardiaque ;

Les électrodes de recueil placées devant la portion ascendante de l'aorte enregistreront de la même façon les variations de volume de ce vaisseau sous l'influence de la contraction cardiaque. AUZAS et GOUGEROT ont vérifié sur modèle analogique que la variation de conductibilité électrique pouvait être enregistrée d'une manière très sélective par les électrodes de recueil.

DEMANGE a étudié sur l'homme et sous contrôle radioscopique avec amplificateur de brillance l'influence de la position des électrodes de recueil sur la paroi thoracique :

les 2 électrodes placées en regard de l'aorte ascendante enregistrent bien les pulsations aortiques mais l'interception par l'électrode inférieure d'une partie de la masse cardiaque modifie la morphologie de l'enregistrement. (voir tracé n° 6).

Nous avons personnellement effectué un enregistrement simultané d'un tracé aortique et d'un tracé ventriculaire (voir tracé n° 1). A la phase ascendante rapide du tracé aortique (remplissage aortique) correspond sur le tracé ventriculaire une courbe descendante rapide (évacuation cardiaque) montrant ainsi la sélectivité de la méthode.

/...

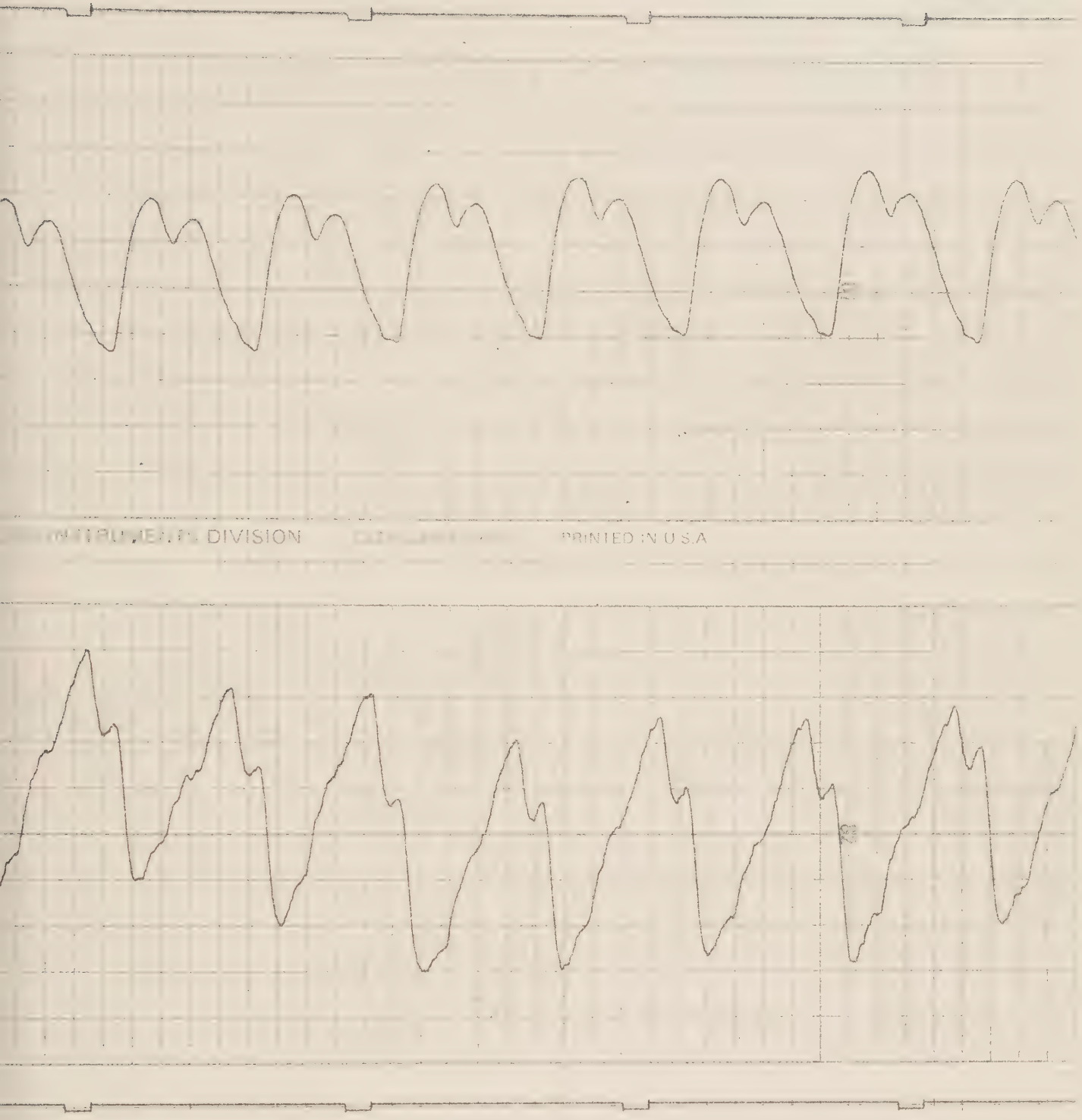
D'autre part, pour DEMANGE, (qui a étudié avec BOUTELIER les variations de résistance électriques des veines et des artères in situ chez l'animal), la présence de "conducteurs électriques veineux en parallèle" n'influe pas sur l'enregistrement des pulsations artérielles ni sur les procédés de dépouillement graphiques (comme NYBOER l'avait montré par le calcul dans la mesure du débit artériel des membres).

D. PROCEDES DE DEPOUILLEMENT GRAPHIQUE.

D'après les remarques ci-dessus, les enregistrements obtenus par les électrodes de recueil placées en regard de l'aorte ascendante représentent donc fort probablement les variations de calibre aortique.

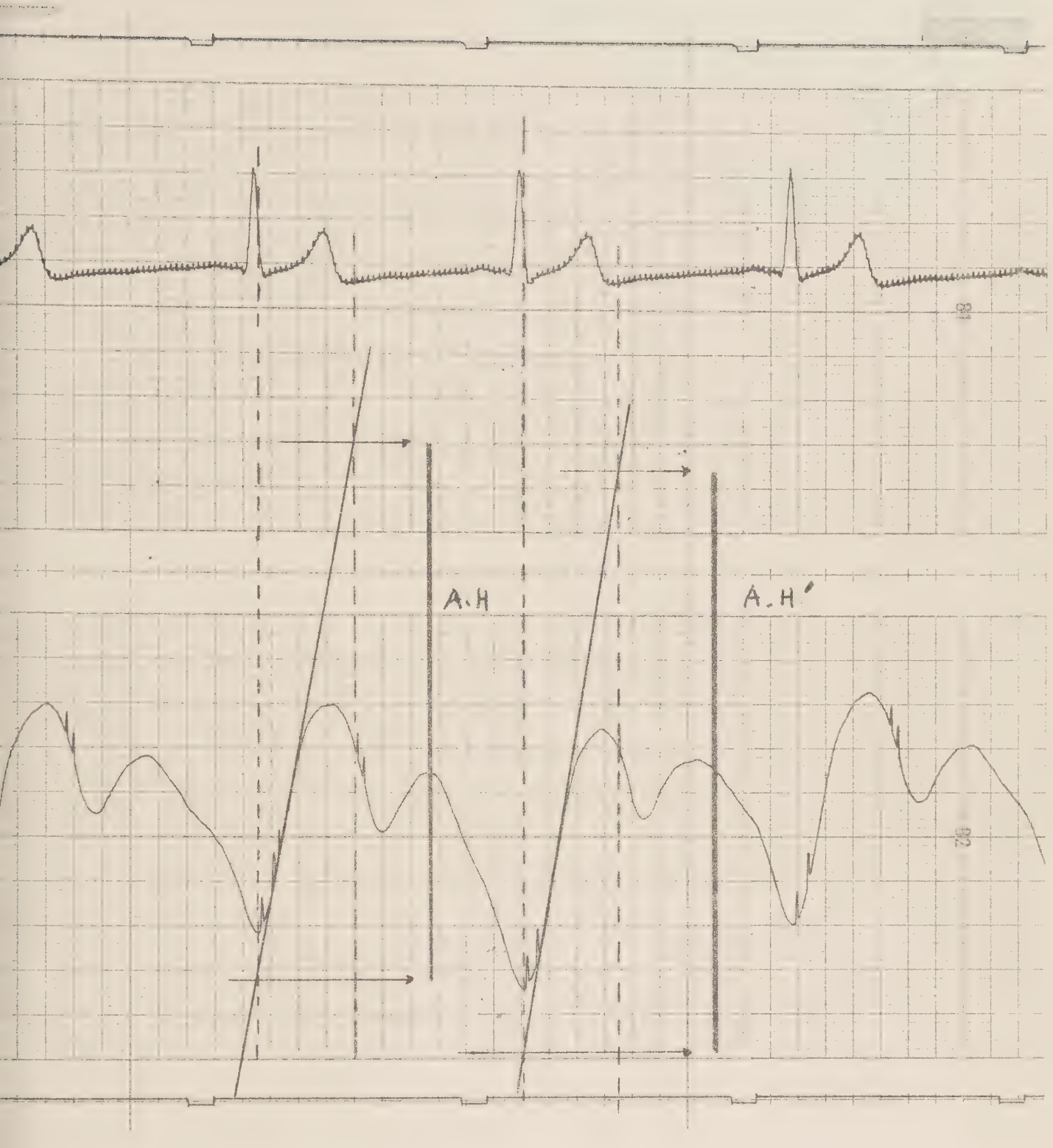
DEMANGE, COLIN et BOUTELIER ont proposé d'utiliser les procédés de dépouillement et les formules préconisées par KUBICEK à partir de variations d'impédance électrique globale du thorax. Ce procédé consiste à tracer une tangente à la partie initiale du tracé enregistré au niveau de l'aorte, et à prolonger cette tangente pendant la durée de la systole cardiaque repérée par phonocardiographie et électrocardiographie (voir tracé n° 2). La variation en hauteur (AH) de cette tangente représente pour KUBICEK la variation de volume due à la totalité du volume d'éjection systolique. On peut penser en effet que la systole cardiaque expulse un certain volume de sang dans l'aorte ; si l'élasticité de celle-ci est convenable, on peut considérer que le début de la variation de volume de l'aorte est la conséquence de l'arrivée du sang cardiaque avant que l'inertie de la colonne de sang et de la résistance périphérique ne permettent le déplacement longitudinal du fluide (effet WINDKESSEL des auteurs allemands). L'éjection cardiaque est donc dans ces conditions un phénomène assez sensiblement linéaire et par conséquent, le remplissage aortique serait lui aussi linéaire s'il n'y avait pas d'écoulement en aval (clampage par exemple).

/...



TRACE N° 1 : Enregistrement simultané d'un tracé aortique et d'un tracé ventriculaire.

- Le tracé supérieur est le tracé aortique.
- Le tracé inférieur est le tracé cardiaque.



TRACE N° 2 : Procédé de dépouillement graphique.

- Le tracé supérieur représente l'électrocardiogramme.
- Le tracé inférieur représente la courbe de pléthysmographie sur laquelle sont superposés les principaux accidents du phonocardiogramme.
- A.H et A.H' représentent la hauteur de la tangente dans l'intervalle de la systole.

Le tracé d'éjection ventriculaire que nous avons obtenu est (voir tracé n° 1) d'allure très linéaire, ce qui confirme l'hypothèse de KUBICEK.

Cette hypothèse permet donc l'utilisation de la formule de NYBOER vue plus haut.

En définitive il est possible par ce procédé de dépouillement graphique de calculer une variation de volume à partir d'une mesure de variation de résistance électrique.

2°) - DESCRIPTION DES APPAREILS

A - MESUREUR D'IMPEDANCE A 4 ELECTRODES.

Conçu et réalisé au Laboratoire de Médecine Aérospatiale par DEMANGE et LEGRAND, il est conforme à la description et au schéma donné plus haut (voir figure n° 1).

B - UN ENREGISTREUR GRAPHIQUE orthogonal à encre sous pression, de 1 Megohm d'impédance d'entrée est de 50 Hz de bande passante ; Il nous permet d'enregistrer sur une voie une dérivation précordiale de l'électrocardiogramme, et sur la deuxième voie la courbe de rhéopléthysmographie sur laquelle on superpose un phonocardiogramme épuré (voir tracés n° 2, 3, 4 et 5).

C - LES ELECTRODES sont des bandes d'argent souplesde 1 cm de large sur 10 cm de long, maintenues sur la paroi thoracique par une bande de papier auto-collant.

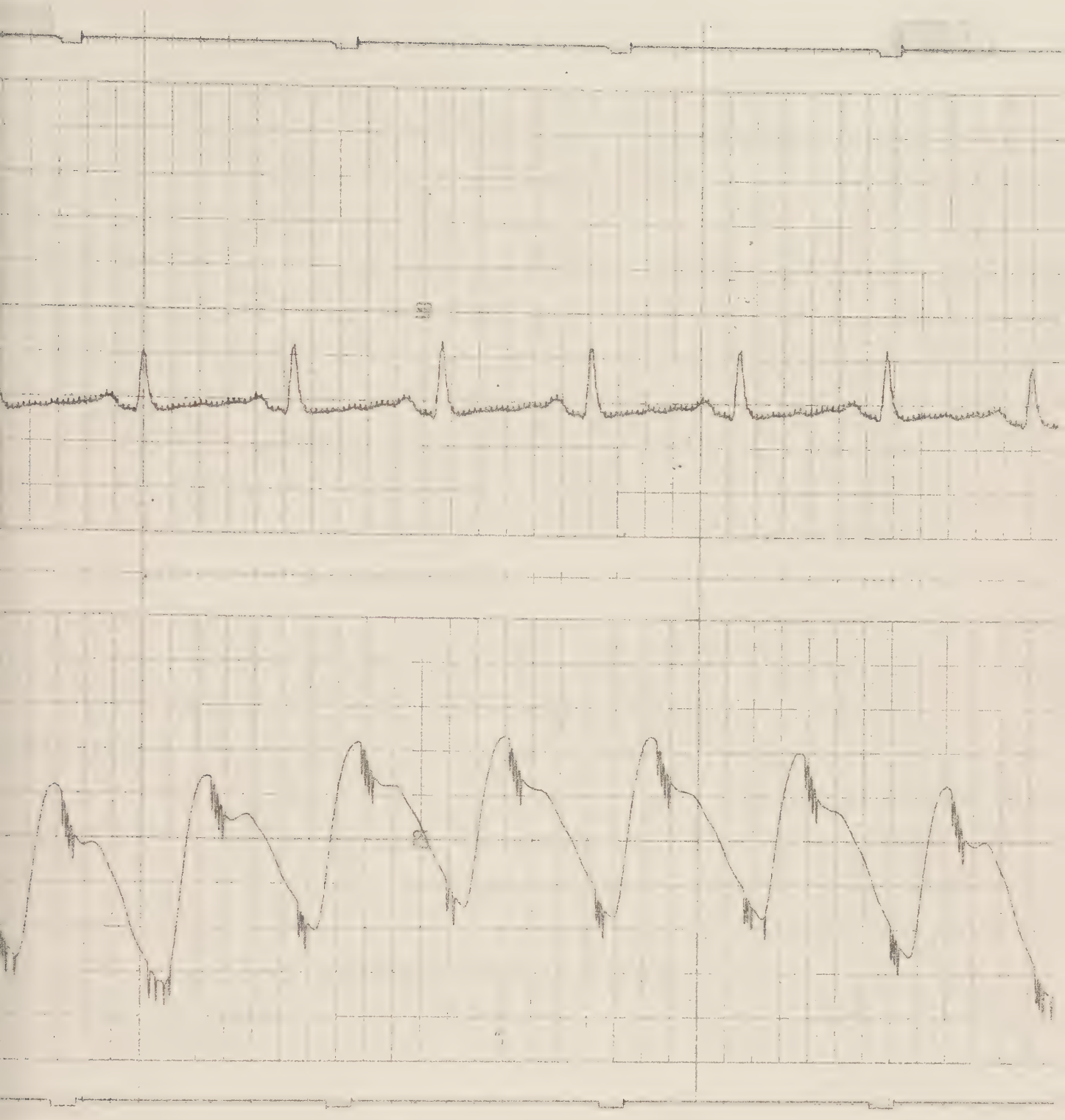
3°) - PROTOCOLE EXPERIMENTAL

A - SUJETS VOLONTAIRES.

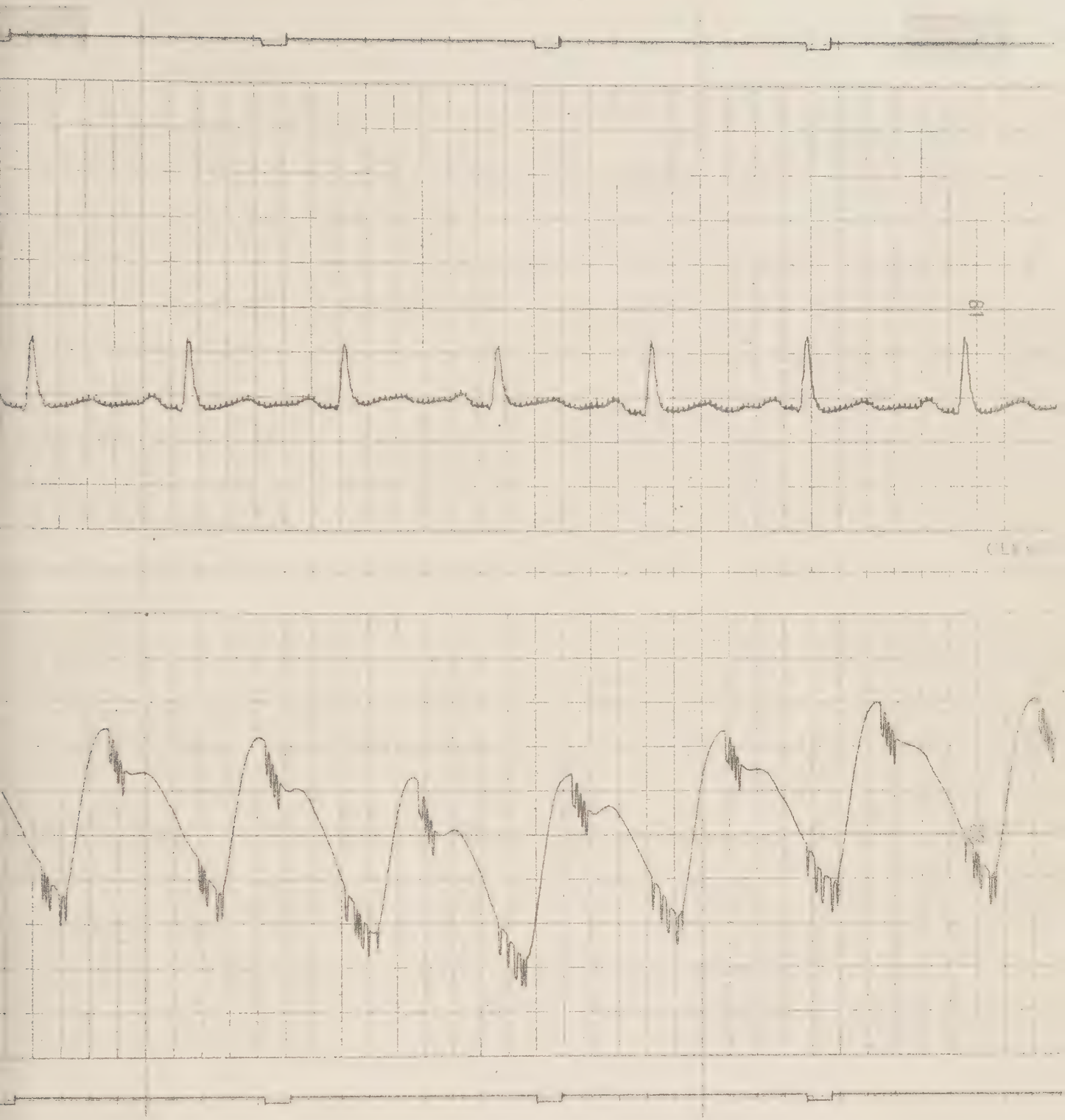
Nous avons étudié les variations de débit cardiaque de 5 sujets choisis dans la collectivité militaire de BRETIGNY. Tous les sujets avaient été sélectionnés pour leur morphologie-type longiligne afin d'éliminer au maximum les causes d'erreur dues à la brièveté de l'aorte ascendante chez les sujets brévilignes, risquant de nous faire intercepter par l'électrode inférieure une partie de la masse cardiaque. Tous les sujets retenus ont subit un examen radiographique du thorax en position debout et couchée afin de déterminer avec le maximum de précision quelle devait être la place des électrodes de recueil.

Par ailleurs du fait même de leur position d'Appelé sous les Drapeaux, les sujets avaient subi plusieurs examens cliniques cardiovasculaires n'ayant décelé aucune anomalie. Voici leurs principales caractéristiques morphologiques :

/...

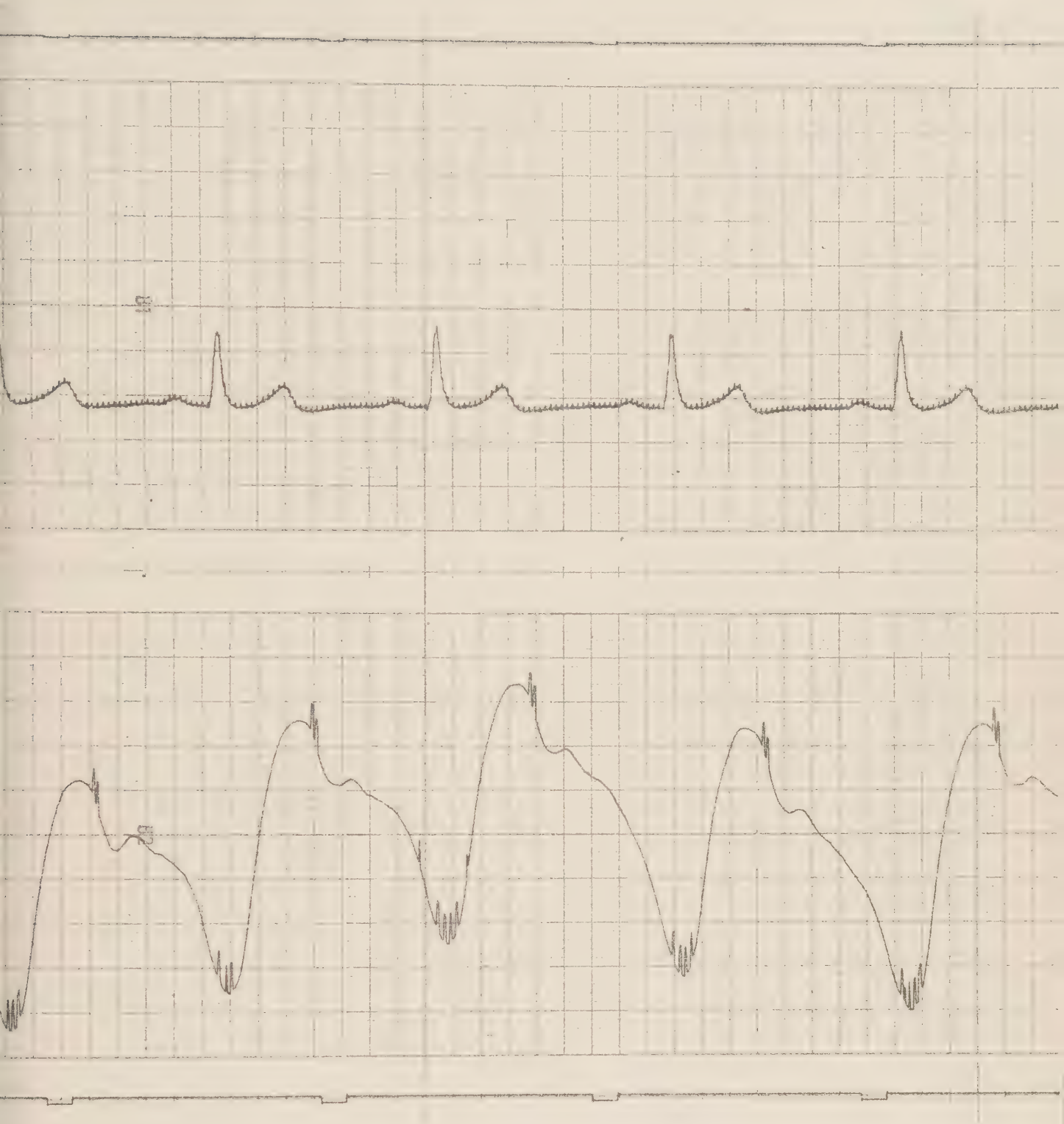


TRACE N° 3 : Enregistrement réalisé en position debout.



TRACE N° 4 Enregistrement en position assise.

(même sujet que le tracé n° 3)



TRACE N° 5 Enregistrement en position couchée.
Même sujet que les tracés 3 et 4.

Sujet n° 1 : L.... J.P. , âgé de 20 ans, pesant 56 kg pour une taille de 174 cm.

Sujet n° 2 : H.... P. , âgé de 19 ans, pesant 59 kgs pour une taille de 175 cm.

Sujet n° 3 : P.... J.Y. , âgé de 20 ans, pesant 67 kgs pour une taille de 175 cm.

Sujet n° 4 : D.... M. , âgé de 20 ans, pesant 65 kgs pour une taille de 179 cm.

Sujet n° 5 : B.... Y. , âgé de 19 ans, pesant 62 kgs pour une taille de 168 cm.

Chaque sujet a été l'objet de 5 mesures :

- 3 expériences avec changement de position dans un ordre aléatoire debout-assis-couché.

- Une expérience durant laquelle le sujet restait assis durant 90 minutes.

- Une expérience pendant laquelle le sujet restait en decubitus dorsal pendant 90 minutes.

B - DEROULEMENT D'UNE EXPERIENCE.

Après son arrivée au laboratoire, le sujet restait assis environ une heure afin de le laisser se stabiliser à la température ambiante. On profitait de ce temps pour mettre en place les électrodes : après repérage radiologique de la projection de la partie ascendante de l'aorte sur la paroi thoracique antérieure dans les deux positions, les électrodes étaient collées sur la peau dans une zône interceptant l'aorte dans les deux positions, nous évitant ainsi de déplacer par la suite les électrodes au cours de l'expérience.

Le sujet était laissé 15 mn en position debout, 15 mn en position assise et 60 minutes en décubitus.

Un tracé était pris toutes les 5 mn pendant le premier quart d'heure de chaque position, puis tous les quarts d'heure.

C - CONDITIONS EXTERIEURES.

La température était à peu près constante de 21 à 23 degrés. Les enregistrements ont tous été pris l'après-midi, de 14 h 30 à 17 h 30, au moins deux heures après un repas léger sans alcool ni café.

/...

R E S U L T A T S

1°) - EXPRESSION DES RESULTATS

Tous nos résultats sont exprimés en pourcentage :

La valeur 100 a été arbitrairement choisie comme étant celle du sujet debout depuis 5 minutes. Les autres chiffres de volume systolique, fréquence cardiaque et débit cardiaque sont ramenés à cette valeur de base. On a ensuite fait la moyenne des valeurs obtenues au cours des 3 expériences de chaque sujet. Il nous a paru plus clair de résumer ces résultats en tableaux et courbes.

2°) - PRESENTATION DES RESULTATS INDIVIDUELS

A - SUJET N° 1 (Tableau 4 et Figure 2).

- Position debout.

On assiste à la 10e minute à une augmentation du débit suivant la courbe de fréquence. Ce défaut de stabilisation qui apparait dans la moyenne des expériences semble plus particulièrement dû à l'enregistrement du 17/12. Nous n'y avons retrouvé aucune cause.

- Position assise.

Volume systolique, fréquence et débit ne subissent que peu de variations. Le débit est aux environs de la valeur 100.

- Position couchée.

On assiste à une montée très brutale de la courbe de volume, puis à sa décroissance progressive (du niveau 152 à la 30e mn au niveau 137 à la 60e mn).

La fréquence reste stable entre 80 et 90.

Le débit suit donc une évolution parallèle à celle du volume systolique.

- Au total : Débit cardiaque peu différent en position assise et debout, augmentant de 20 % en position couchée du fait de l'augmentation du volume d'éjection et malgré la baisse de fréquence.

/...

DATES		5mn			10mn			15mn			5mn			10mn			15mn			5mn			10mn			15mn			30mn			45mn			60mn		
		V	F	Qc	V	F	Qc	V	F	Qc	V	F	Qc	V	F	Qc	V	F	Qc	V	F	Qc	V	F	Qc	V	F	Qc	V	F	Qc	V	F	Qc	V	F	Qc
	29.12.71	100			106			104			98			98			108			132			124			132			108			158			144		
			100			101			99			85			88			89			80			81			79			75			71			83	
				100			108			102			83			85			96			104			102			104			125			113			123
	17.12.71	100			94			92			106			92			96			153			142			147			136			143			130		
			100			115			115			111			118			108			93			99			92			99			89			99	
				100			110			105			119			110			105			142			153			134			137			129			129
	22.12.71	100			102			98			121			114			114			126			124			131			152			141			138		
			100			103			101			86			89			91			75			84			76			71			75			74	
				100			108			100			105			103			105			95			103			100			108			105			103
MOYENNES		100			101			98			108			101			106			137			130			137			152			147			137		
			100			106			105			94			98			96			85			88			82			82			78			85	
				100			109			102			102			99			102			114			119			113			123			116			118

TABLEAU N° 4 Résumé des expériences concernant le N° 1

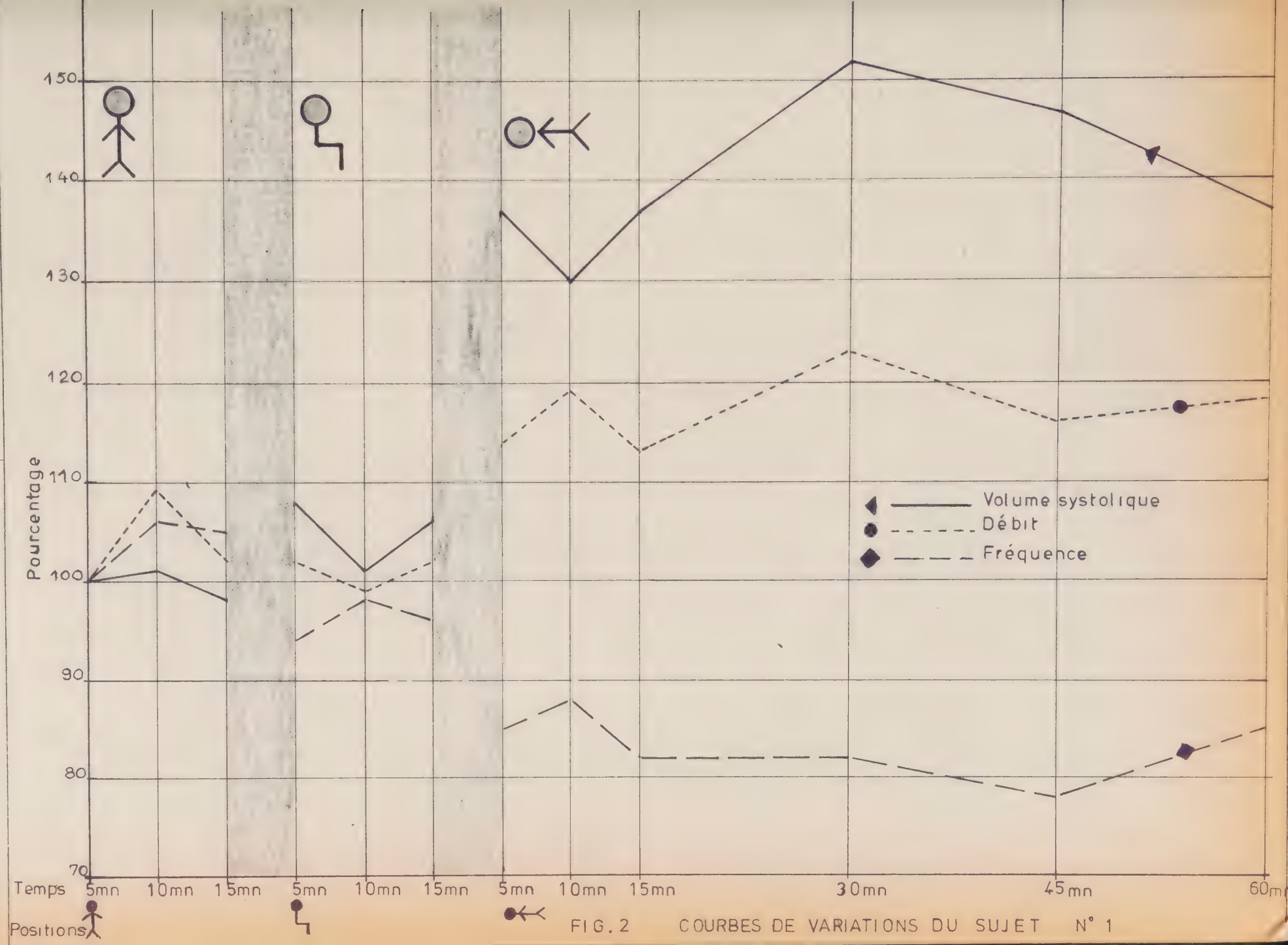


FIG. 2 COURBES DE VARIATIONS DU SUJET N° 1

B - SUJET N° 2 (Tableau 5 et Figure 3).

- Position debout.

On ne note pas de changement notable ni en volume systolique,ni en fréquence, ni en débit.

- Position assise.

Il y a croisement des courbes de fréquence et de volume au niveau 100 : le volume d'éjection systolique augmente de 18 % pendant que la fréquence diminue de 10 %. Il en résulte une augmentation modérée du débit de l'ordre de 5 %.

- Position couchée.

Les mêmes phénomènes que pour le sujet n° 1 se reproduisent : augmentation rapide de volume systolique jusqu'au niveau 140, puis diminution secondaire et équilibre obtenu entre 130 et 140. La fréquence cardiaque diminue selon le même type de sinusoïde aplatie.

Le débit est stable à la 10e mn au niveau 110.

- Au total :

Débit augmentant légèrement en position assise par rapport à la position debout. Augmentation de 10 % en position couchée.

C - SUJET N° 3 (Tableau 6 et Figure 4).

- Position debout.

Légère décroissance du débit due à une stabilisation de la fréquence.

- Position assise.

Du fait du peu de variation de la fréquence (1 à 2 points) la courbe de débit suit celle du volume et passe au niveau 110.

- Position couchée.

Malgré la très forte augmentation de volume (158) et du fait de la baisse très importante de fréquence (stable au niveau 70) le débit ne varie pas par rapport à la position assise. (niveau 110).

- Au total :

Le débit assis est égal au débit couché. Le débit en position debout leur est inférieur de 10 points.

/...

		5 mn			10 mn			15 mn			5 mn			10 mn			15 mn			5 mn			10 mn			15 mn			30 mn			45 mn			60 mn		
		V	F	Qc	V	F	Qc	V	F	Qc	V	F	Qc	V	F	Qc	V	F	Qc	V	F	Qc	V	F	Qc	V	F	Qc	V	F	Qc	V	F	Qc	V	F	Qc
DATES	23.12.71	100			95			88			109			105			109			123			111			109			112			114			112		
			100			106			110			90			87			87			71			72			71			73			72			72	
				100			100			95			96			89			94			85			78			76			80			81			80
	28.12.71	100			106			95			115			115			118			147			140			134			135			145			152		
			100			104			103			86			91			84			76			84			94			90			84			83	
				100			111			97			97			102			100			111			118			121			123			123			127
	26.1.72	100			94			104			114			124			129			163			157			143			145			145			157		
			100			106			102			94			100			94			82			85			85			88			88			81	
				100			100			106			109			123			123			132			135			123			126			126			126
MOYENNES		100			98			96			113			116			119			144			136			129			131			135			140		
			100			105			105			90			93			88			96			80			84			84			81			79	
				100			104			99			101			105			106			109			110			109			110			110			111

TABLEAU N° 5 Résumé des expériences concernant le N° 2

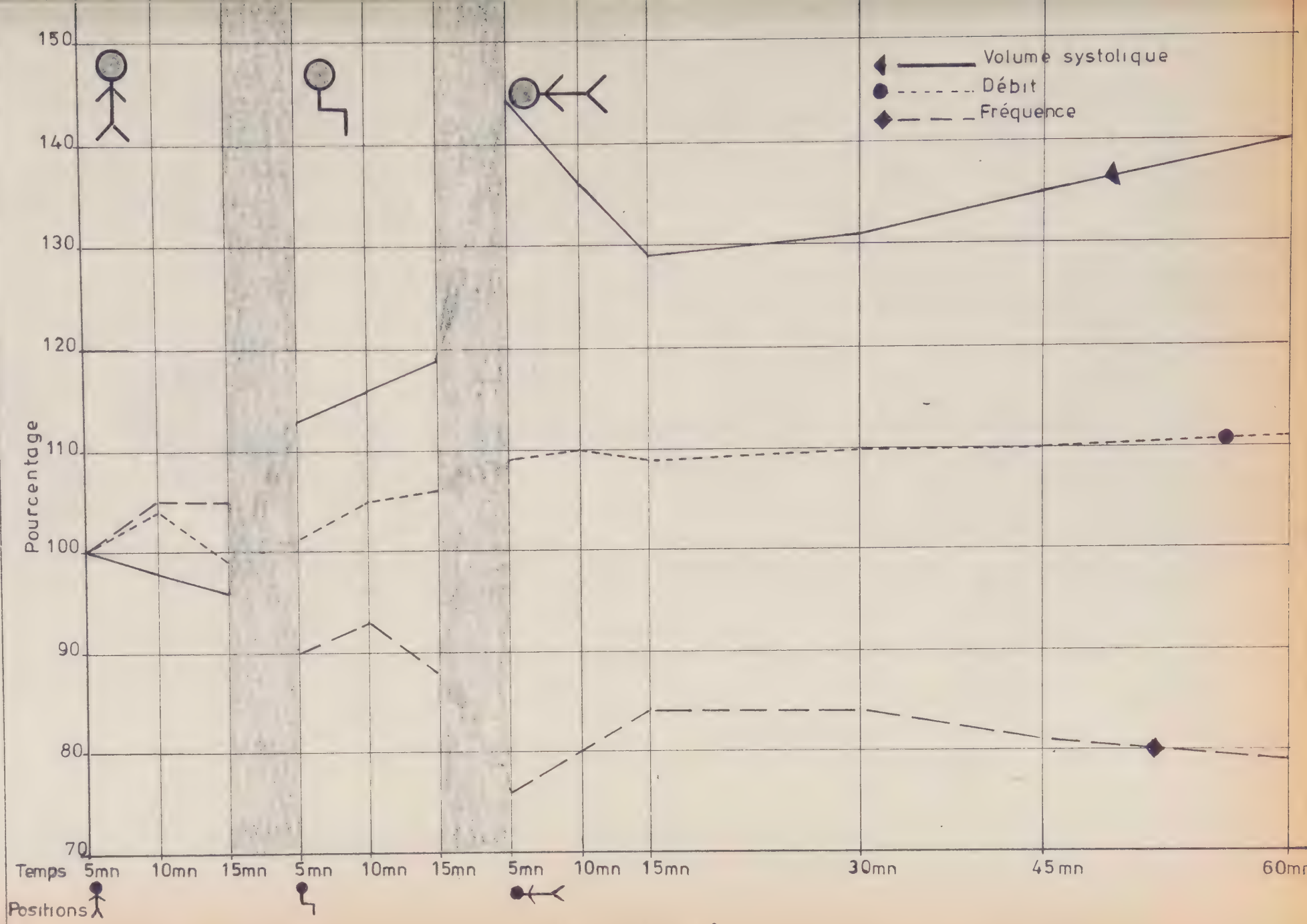


FIG. 3 COURBES DE VARIATIONS DU SUJET N° 2

DATES		5 mn			10 mn			15 mn			5 mn			10 mn			15 mn			5 mn			10 mn			15 mn			30 mn			45 mn			60 mn		
		V	F	Qc	V	F	Qc	V	F	Qc	V	F	Qc	V	F	Qc	V	F	Qc	V	F	Qc	V	F	Qc	V	F	Qc	V	F	Qc	V	F	Qc	V	F	Qc
1.12.71		100			102			97			109			111			114			138			130			129			129			124			130		
			100			105			102			105			99			105			85			84			80			76			75			72	
				100			107			99			114			110			120			119			110			103			99			93			94
20.12.71		100			88			105			117			107			112			157			168			164			164			155			158		
			100			99			85			89			95			95			77			81			73			72			74			73	
				100			88			90			103			102			107			120			137			119			117			115			115
20.1.72		100			108			108			134			122			111			165			162			160			182			177			174		
			100			87			91			97			94			97			65			63			60			66			65			63	
				100			92			97			115			113			108			110			100			95			120			115			110
MOYENNES		100			99			103			120			113			112			153			153			151			158			152			154		
			100			97			93			97			96			99			76			76			71			71			71			69	
				100			96			95			111			108			112			116			116			106			112			108			106

TABLEAU N° 6 Résumé des expériences concernt le sujet N° 3

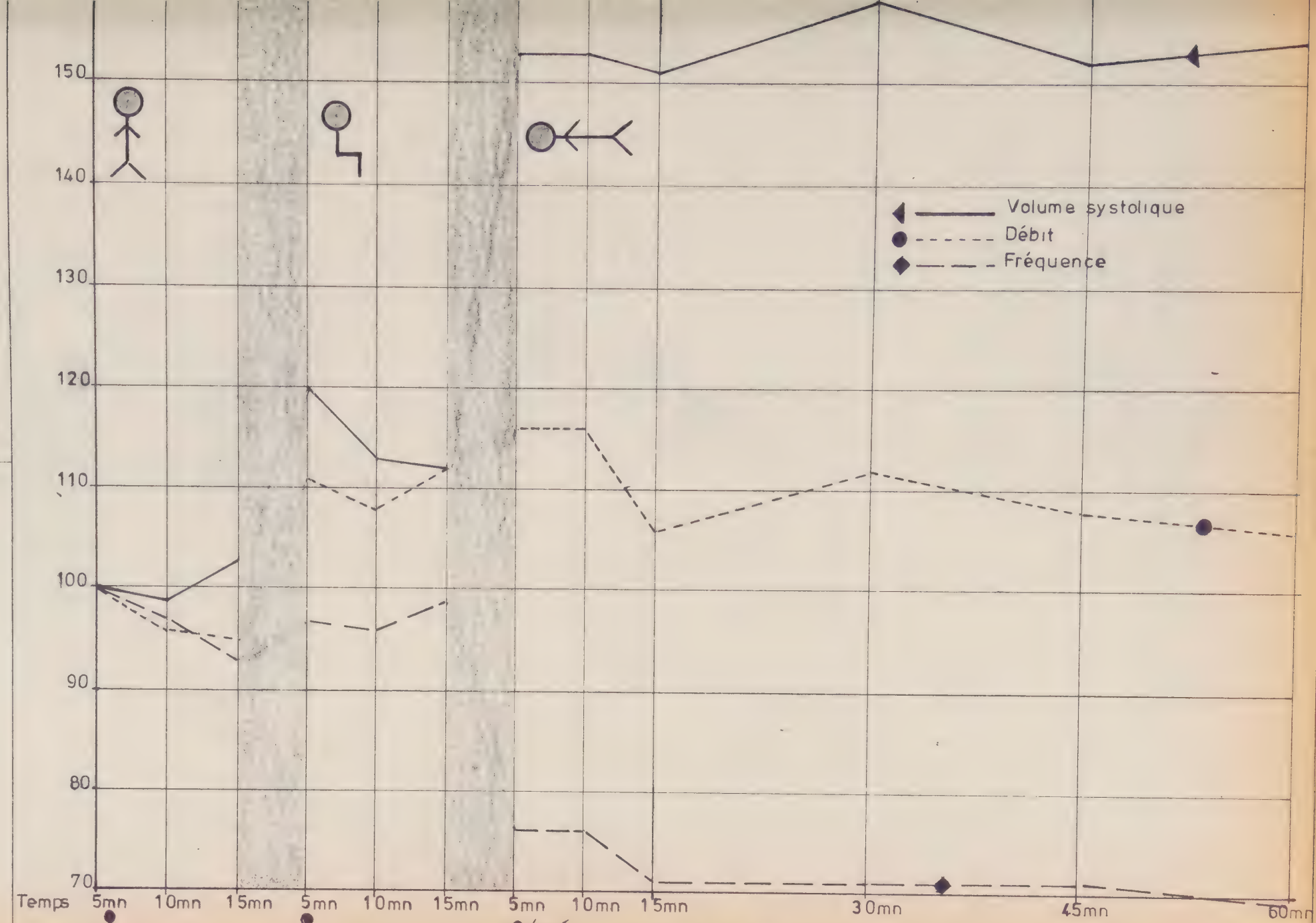


FIG. 4 COURBES DE VARIATIONS DU SUJET N° 3

D - SUJET N° 4 (Tableau n° 7 et Figure n° 5).

- L'analyse des résultats est peu différente de celle du sujet précédant, mais plus significative encore.

On observe malgré la baisse de fréquence :

- un débit à 100 en position debout
- passant à 105 en position assise
- oscillant entre 110 et 120 en position couchée.

Le volume subit une augmentation de 40 % en position couchée.

E - SUJET N° 5 (Tableau n° 8 et Figure n° 6).

- En position debout.

Les trois paramètres s'équilibrent autour de la valeur 100.

- Position assise.

Du fait de l'augmentation du volume d'éjection systolique (115) et de la diminution équivalente de la fréquence, le débit est stable au voisinage du niveau 100.

- Position couchée.

On assiste aux mêmes types de phénomènes que pour les sujets précédents : accroissement considérable du VES, diminution de la fréquence, ayant comme résultante une augmentation du débit de l'ordre de 18 à 20 %.

F - EN DEFINITIVE :

La synthèse des résultats obtenus pour ces 5 sujets est résumée dans le Tableau N° 9 et la Figure 7.

- Position debout :

Volume systolique, fréquence et débit restent stables à la valeur 100.

- Position assise :

Le volume d'éjection systolique s'élève au niveau 112 et reste stable.

La fréquence cardiaque subit une petite diminution à 93 % de sa valeur initiale.

Le débit cardiaque est légèrement augmenté : 104.

- Position couchée :

Au cours des 5 premières minutes de cette position, le volume d'éjection systolique subit une brutale ascension de 40 %. Puis il varie autour de cette valeur suivant une sinusoïde très aplatie.

La fréquence cardiaque diminue rapidement et reste stable à partir de la 15e minute au niveau 80.

Le débit suit pratiquement les petites oscillations du volume systolique entre les niveaux 110 et 115.

/...

DATES		5 mn			10 mn			15 mn			5 mn			10 mn			15 mn			5 mn			10 mn			15 mn			30 mn			45 mn			60 mn		
		V	F	Qc	V	F	Qc	V	F	Qc	V	F	O	V	F	Qc	V	F	Qc	V	F	Qc	V	F	Qc	V	F	Qc	V	F	Qc	V	F	Qc	V	F	Qc
	16.12.71	100			101			91			111			115			109			141			135			139			146			139			143		
			100			88			96			84			83			85			86			85			81			72			72			74	
				100			91			89			96			96			93			122			117			113			107			102			109
	27.12.71	100			103			98			95			88			95			135			132			138			144			141			145		
			100			101			98			92			93			91			84			85			82			84			75			76	
				100			103			95			86			81			84			111			111			116			117			105			105
	29.12.71	100			95			90			122			129			132			146			149			139			139			147			141		
			100			109			105			104			105			100			83			82			82			94			81			79	
				100			104			96			127			135			133			122			124			115			131			120			113
	MOYENNES	100			100			93			109			111			112			141			139			139			143			142			143		
			100			96			100			93			94			92			84			84			82			83			76			76	
				100			99			93			103			104			103			118			117			115			118			109			109

TABLEAU N° 7 Résumé des expériences concernant le sujet N° 4

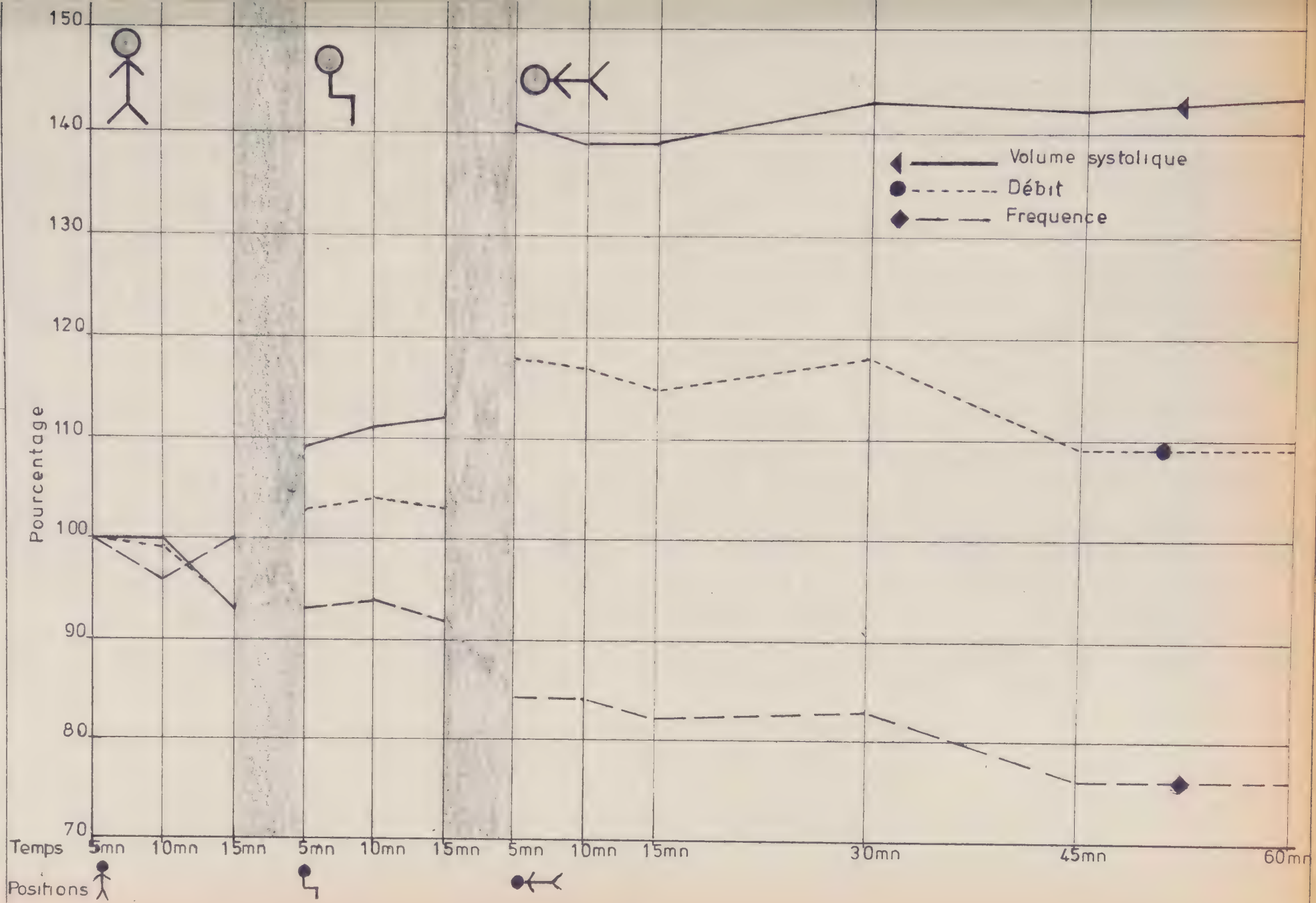
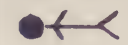


FIG. 5 COURBES DE VARIATIONS DU SUJET N° 4



DATES		5 mn			10 mn			15 mn			5 mn			10 mn			15 mn			5 mn			10 mn			15 mn			30 mn			45 mn			60 mn		
		V	F	Qc	V	F	Qc	V	F	Qc	V	F	Qc	V	F	Qc	V	F	Qc	V	F	Qc	V	F	Qc	V	F	Qc	V	F	Qc	V	F	Qc	V	F	Qc
	2.12.71	100			105			102			118			123			125			135			125			118			130			123			126		
			100			95			99			87			82			89			73			79			75			76			80			75	
				100			98			100			104			102			110			98			98			90			98			98			94
	6.12.71	100			91			93			109			113			107			176			172			185			183			180			176		
			100			101			99			97			100			96			89			96			99			95			97			95	
				100			94			85			106			116			97			156			162			182			174			177			168
	22.12.71	100			100			96			109			111			106			127			113			121			117			115			119		
			100			98			106			85			83			87			65			70			70			65			71			69	
				100			98			102			93			91			91			83			78			85			76			83			83
MOYENNES		100			99			97			112			116			113			146			137			141			143			139			140		
			100			98			101			90			88			91			76			82			81			79			83			80	
				100			97			96			101			102			99			112			113			119			116			119			115

TABLEAU N° 8 Résumé des expériences concernant le sujet N° 5

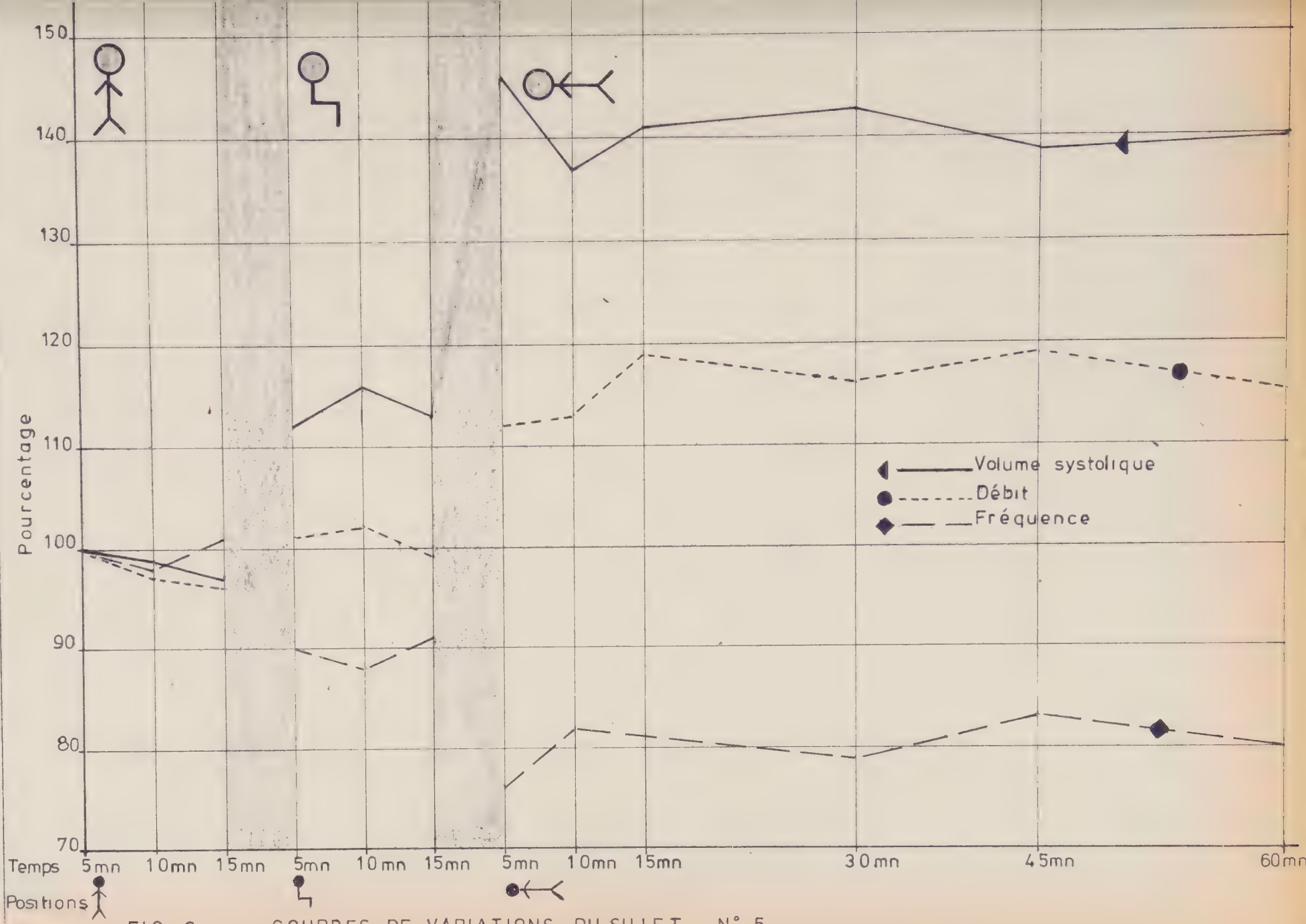


FIG. 6 COURBES DE VARIATIONS DU SUJET N° 5

	5 mn			10 mn			15 mn			5 mn			10 mn			15mn			5 mn			10 mn			15 mn			30 mn			45mn			60mn		
SUJETS	V	F	Qc	V	F	Qc	V	F	Qc	V	F	Qc	V	F	Qc	V	F	Qc	V	F	Qc	V	F	Qc	V	F	Qc	V	F	Qc	V	F	Qc	V	F	Qc
N°1	100			101			98			108			101			106			137			130			137			152			147			137		
		100			106			105			94			98			96			85			88			82			82			78			85	
			100			109			102			102			99			102			114			119			113			123			116			118
N°2	100			98			96			113			116			119			144			136			129			131			135			140		
		100			105			105			90			93			88			76			80			84			84			81			79	
			100			104			99			101			105			106			109			110			109			110			110			111
N°3	100			99			103			120			113			112			153			153			151			158			152			154		
		100			97			93			97			96			99			76			76			71			71			71			69	
			100			96			95			111			108			112			116			116			106			112			108			106
N°4	100			100			93			109			111			112			141			139			139			143			142			143		
		100			96			100			93			94			92			84			84			82			83			76			76	
			100			99			93			103			104			103			118			117			115			118			109			109
N°5	100			99			97			112			116			113			146			137			141			143			139			140		
		100			98			101			90			88			91			76			82			81			79			83			80	
			100			97			96			101			102			99			112			113			119			116			119			115
MOYENNE	100			99,4			97,4			112,4			111,4			112,4			144,2			139			139,4			145,4			143			142,8		
		100			100,4			100,8			92,8			93,8			89,2			79,4			82			80			79,8			77,8			77,8	
			100			101			97			103,8			103,6			104,4			113,8			115			112,4			115,8			112,4			111,8

TABLEAU N° 9 **VARIATIONS** : Volume systolique, fréquence et débit en fonction du changement de position.

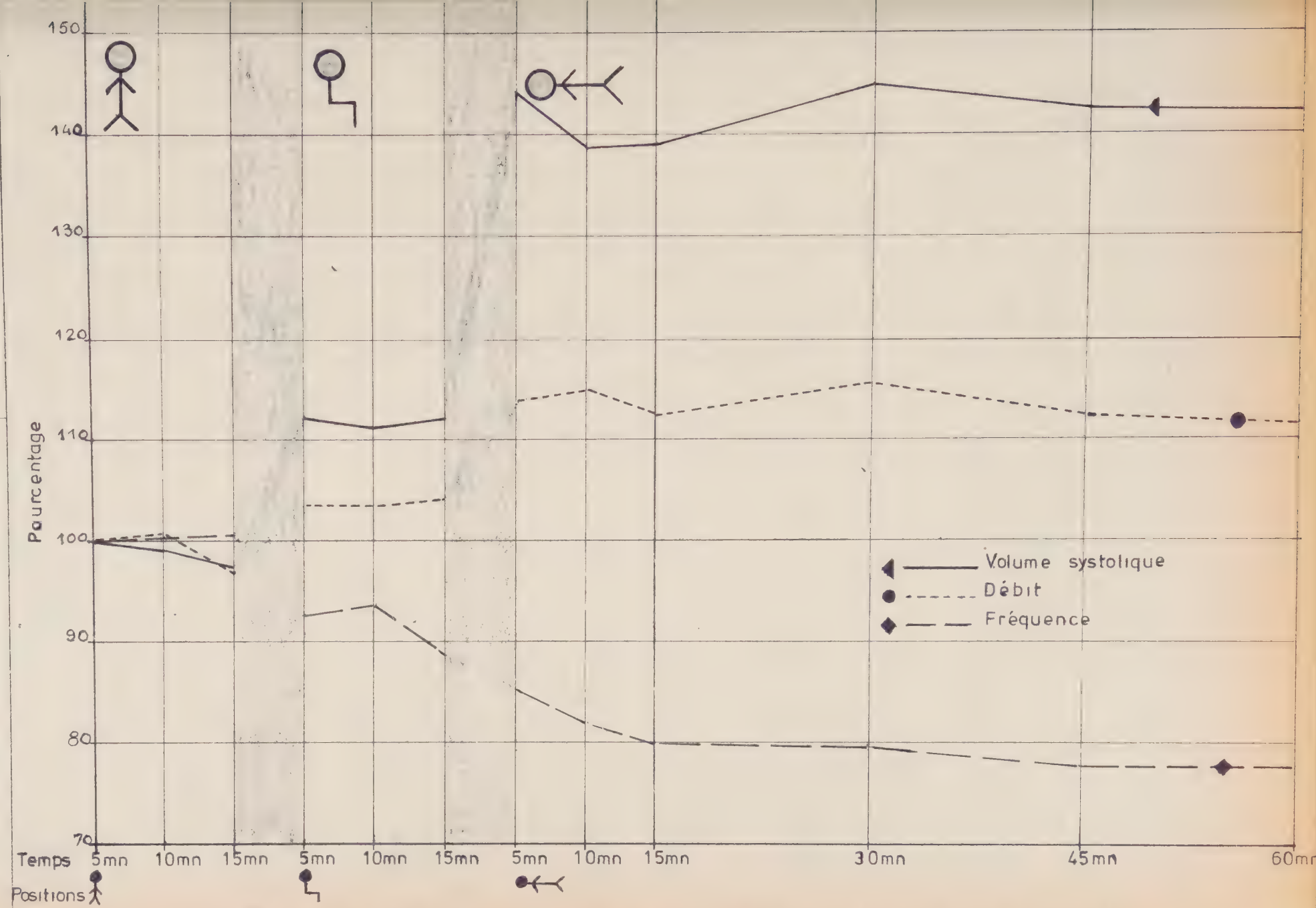


FIG. 7 CHANGEMENT DE POSITIONS _ Variations en fonction du temps [moyenne des 5 sujets]

D I S C U S S I O N

1°) - DISCUSSION DE LA PLETHYSMOGRAPHIE ELECTRIQUE.

Comme toute méthode permettant de mesurer le débit cardiaque, la plethysmographie électrique est sujette à un certain nombre de sources d'erreurs.

La plus importante d'entre elles nous a semblé être celle relative à la position des électrodes par rapport à l'aorte. En effet :

- une électrode inférieure trop basse interceptera une partie de la masse cardiaque (dont la résistance varie en sens inverse de celle de l'aorte) et le débit mesuré sera très inférieur au débit réel.

- une électrode supérieure placée au dessus de la portion ascendante de l'aorte faussera le calcul du débit et donnera un résultat supérieur à la valeur réelle du débit (augmentation de 1).

On conçoit aisément que les électrodes soient beaucoup plus difficiles à placer avec exactitude chez les sujets brévilignes dont l'aorte est courte. La vérification par amplificateur de brillance de la position des électrodes sera indispensable chez de tels sujets.

On peut encore imputer à la méthode une erreur due à l'intervention de phénomènes veineux dans les variations de résistance de la zône préaortique. DEMANGE pense que de tels phénomènes lents n'interviennent que peu dans l'enregistrement des variations rapides dues aux pulsations artérielles.

Les erreurs que l'on fait au dépouillement graphique sont faibles ainsi que celles dues à l'appareil de mesure. On peut les estimer globalement à moins de 10 %.

Quoiqu'il en soit, on dispose de travaux de corrélation entre les méthodes de mesure par plethysmographie et par dilution. Citons les travaux américains de KUBICEK et coll. en 1966 : sur un total de 115 points, 85 % sont situés à $\pm$ 20 % de la courbe idéale. Les études de HARLEY et GREENFIELD sont beaucoup moins satisfaisantes : les coefficients de corrélation sont de 0,68 chez les sujets sains et de 0,26 chez les porteurs de lésions cardiaques. Par contre, les travaux de COLEMAN, de NAMON et COLLMAN, de KROHN et Coll. rapportent tous les résultats très favorables à la

/...

plethysmographie. SMITH et Coll. enfin ont rapporté un taux de corrélation de 0,87 pour le volume systolique mais la droite de corrélation ne passait pas par l'origine, la pléthysmographie donnant des valeurs de 10 % supérieures à celle obtenues par cardiogreen.

Il faut toutefois noter que tous ces travaux ont été mené en utilisant la pléthysmographie thoracique globale de KUBICEK (2 électrodes autour du cou et 2 électrodes autour de la taille), DEMANGE, PERNOD et HAGUENAUER, dans une étude en cours comparent la technique de dilution et la rhéopléthysmographie avec électrodes de recueil en face de l'aorte (répérée en scopie). Sur 66 mesures concernant 22 sujets, le coefficient de corrélation est de 0,98.

Quoiqu'il en soit, tous les auteurs sont d'accord sur le fait que la pléthysmographie électrique représente une excellente méthode non traumatisante pour suivre l'évolution d'un débit cardiaque chez un même sujet en plaçant les électrodes toujours au même endroit. Elle permet également de comparer avec suffisamment de précision le débit de plusieurs sujets en exprimant les résultats en pourcentage d'une valeur choisie arbitrairement.

2°) - VALIDITE DE LA METHODE APPLIQUEE AUX DIFFERENTES POSITIONS.

Lorsqu'on fait effectuer un changement de position à un sujet (qu'il soit actif ou passif), il est logique de penser que la masse médiastinale subit des déplacements par rapport aux plans ostéo-cutanés du thorax, déterminés par la résultante de la pesanteur terrestre et des moyens de fixation anatomiques de la masse cardio-aortique.

Schématiquement, ces déplacements peuvent se faire dans deux directions :

- suivant le grand axe longitudinal du sujet, dans un plan frontal ;
- et dans un plan sagittal, paramédian.

A. DANS UN PLAN FRONTAL :

Les mouvements respiratoires du diaphragme en decubitus déplaceront à chaque inspiration la masse cardiaque vers le bas ("tendant ainsi l'aorte comme une corde) alors que l'expiration fera remonter la masse cardiaque plus haut dans le thorax. L'électrode inférieure risque donc en expiration d'intercepter une partie du coeur et de fausser les résultats (voir Tracé n° 6). Nous avons pu pallier à cet inconvénient en pratiquant un examen

/...

radiographique du thorax en inspiration et en expiration sur les sujets en decubitus et en plaçant les électrodes dans une zône n'interceptant que l'aorte lors des mouvements respiratoires, (voir tracé n° 7). Il est bien évident qu'en position debout, du fait de l'attraction que subit le coeur vers le bas, ces déplacements sont beaucoup moins importants et peu gênants.

B. DANS UN PLAN SAGITTAL :

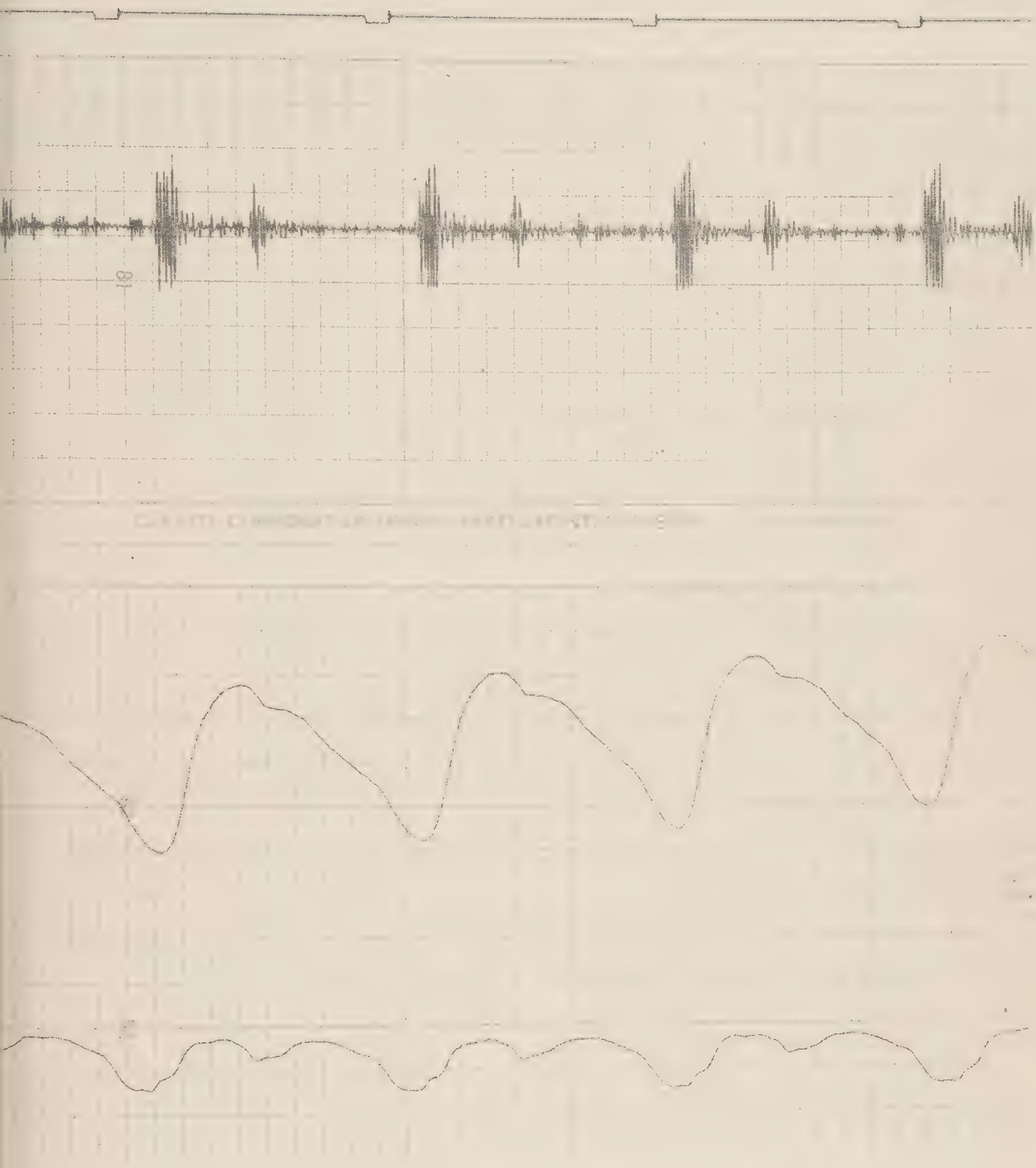
De par le changement d'orientation du vecteur G par rapport au sujet, on pouvait penser que lors du décubitus, l'aorte mal fixée aux plans antérieurs pouvait s'éloigner de la paroi thoracique antérieure et diminuer ainsi artificiellement la variation de résistance.

Pour remédier à cet inconvénient, nous aurions pu pratiquer une radiographie de profil du sujet dans les positions debout et couchée et mesurer le déplacement que subissait l'aorte. Mais il nous aurait fallu opacifier le vaisseau par un produit de contraste et nous avons du y renoncer. Nous avons préféré utiliser une solution très simple qui consistait à inverser le sens de déplacement de l'aorte par rapport aux électrodes en plaçant le sujet en décubitus ventral. La méthode était la suivante : après mesure du débit sur un sujet en décubitus dorsal à l'équilibre (repos d'une heure), le sujet était placé en décubitus ventral. Lorsque la fréquence cardiaque était revenue à son niveau initial (10 à 20 minutes) nous pratiquions une mesure. Les résultats obtenus dans les deux configurations ne montrent pas de variation significative. (Voir Tableau n° XII).

	DECUBITUS DORSAL	DECUBITUS VENTRAL
SUJET N° 1	100	102
SUJET N° 2	100	96
SUJET N° 3	100	100
SUJET N° 4	100	96
SUJET N° 5	100	106
MOYENNE	100	100

TABLEAU N° XII : Comparaison des débits mesurés en décubitus dorsal et ventral. Valeur 100 attribuée au décubitus dorsal.

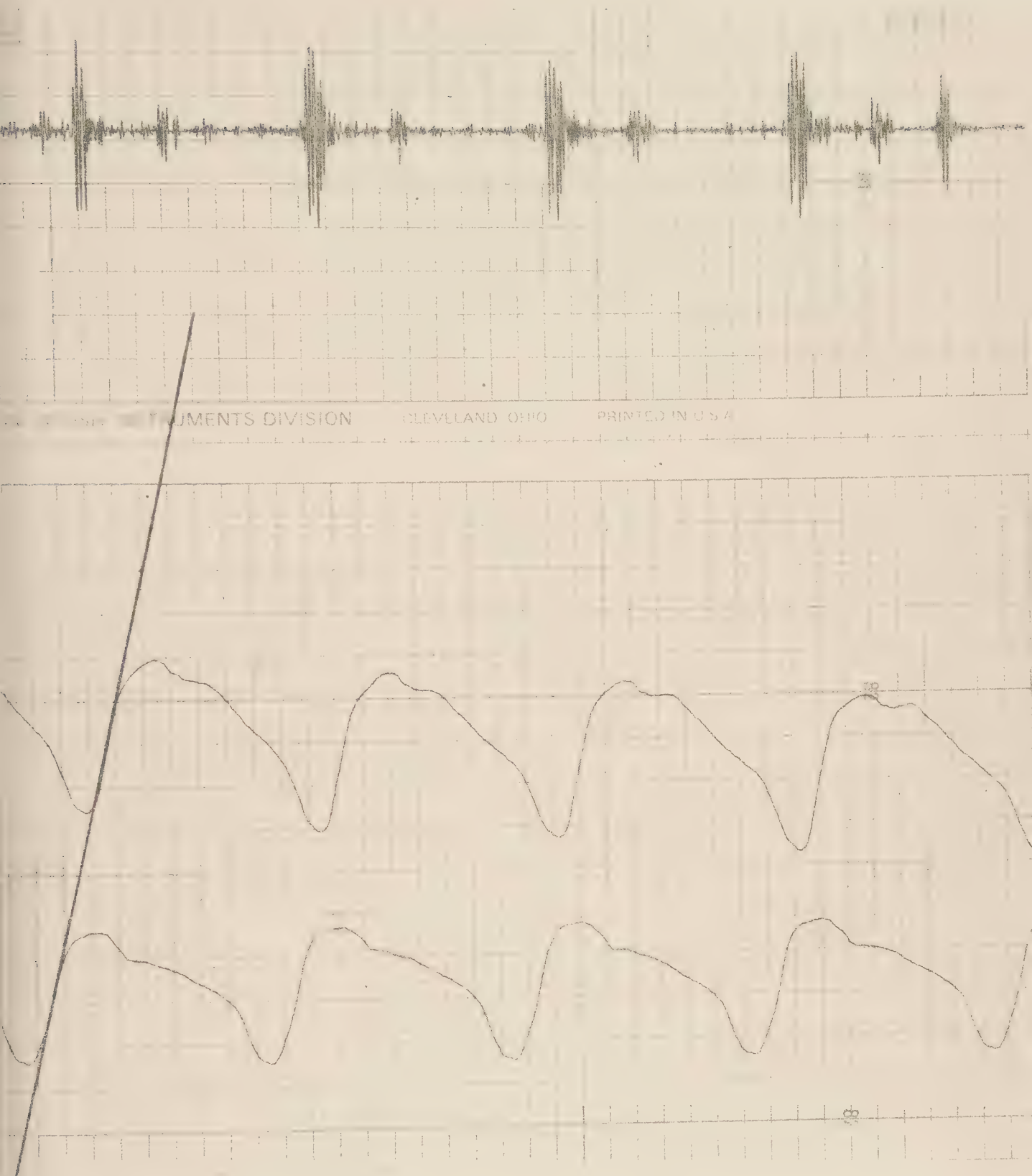
/...



TRACE N° 6 : Electrodes de recueil en mauvaise position.

Le tracé supérieur est pris en inspiration forcée et n'intercepte que les phénomènes aortiques.

Le tracé inférieur est pris en expiration. L'électrode inférieure a intercepté une partie de la masse cardiaque : son aspect est totalement modifié.



TRACE N° 7 : Electrodes de recueil en bonne position (même sujet que sur le tracé n° 6).

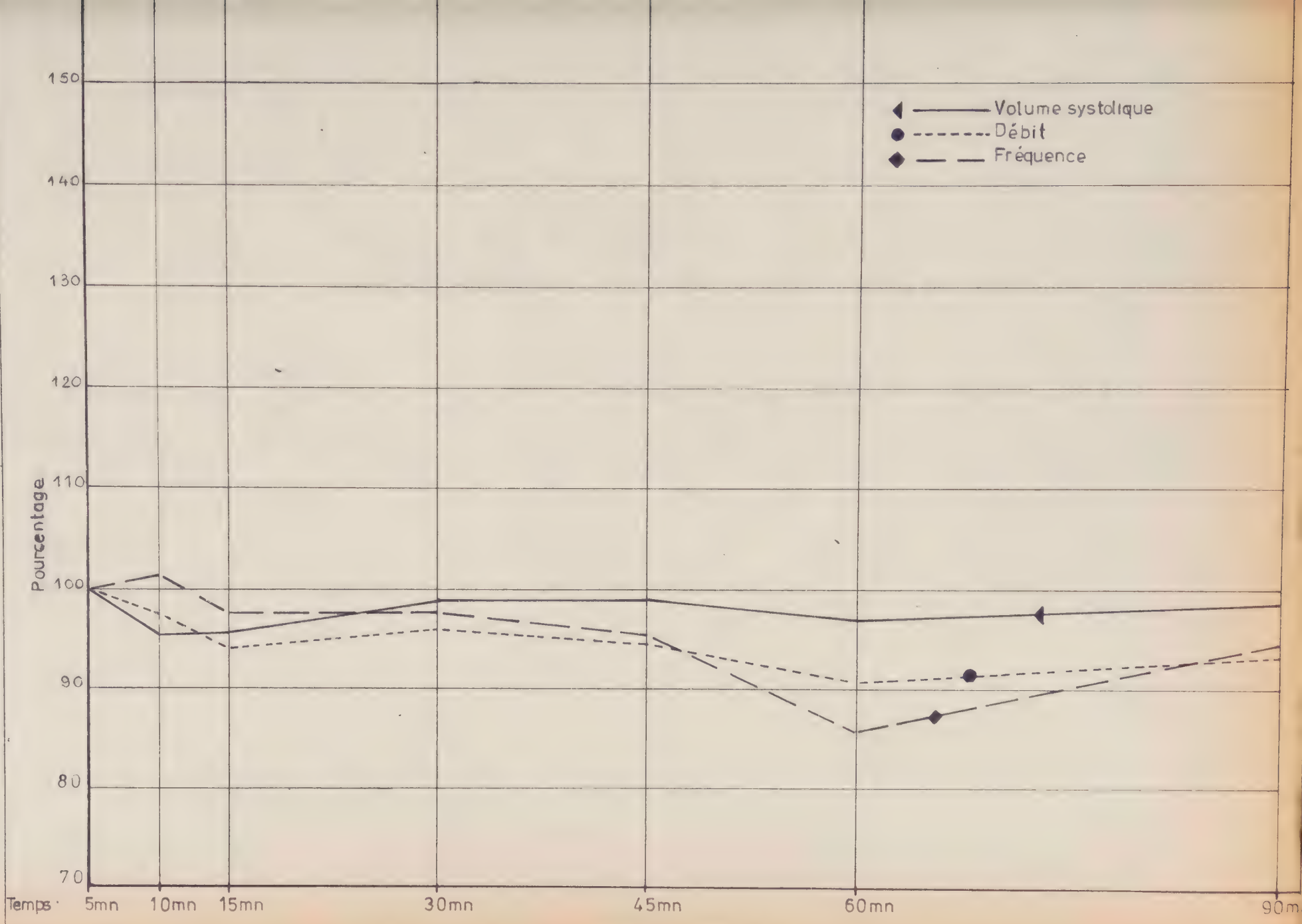
- Sur la voie supérieure est enregistré le phonocardiogramme.
- Sur la seconde voie se trouvent deux tracés (montage)
  - . Le tracé supérieur est pris en inspiration forcée
  - . Le tracé inférieur correspond à l'expiration forcée.

La pente des deux tangentes est identique.

	SUJET N°1			SUJET N°2			SUJET N°3			SUJET N°4			SUJET N°5			MOYENNES		
	V	F	Qc	V	F	Qc	V	F	Qc	V	F	Qc	V	F	Qc	V	F	Qc
5 mn	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
10 mn	102	99	103	90	102	91	94	98	93	98	101	101	93	107	100	95,4	101,4	97,4
15 mn	106	92	97	89	100	89	93	94	87	102	99	105	88	102	92	95,6	97,4	94
30 mn	106	91	95	91	103	93	94	90	85	107	100	107	96	103	100	98,8	97,4	96
45mn	110	88	97	95	102	98	93	89	83	105	90	95	92	108	100	99	95,4	94,6
60mn	100	95	95	100	98	100	90	87	78	108	91	95	87	98	85	97	85,8	90,6
90mn	102	94	95	99	100	100	93	88	82	107	90	97	92	100	92	98,6	94,4	93,2

TABLEAU N°10 EVOLUTION DES VOLUMES SYSTOLIQUES, DES FREQUENCES ET DES DEBITS

. POSITION COUCHEE . MOYENNE SUR 5 SUJETS



Position ●←< FIG. 8 Variations en fonction du temps - POSITION COUCHEE - [volume systolique, fréquence, débit]

	SUJET N°1			SUJET N° 2			SUJET N° 3			SUJET N° 4			SUJET N° 5			MOYENNES		
	V	F	Qc	V	F	Qc	V	E	Qc	V	F	Qc	V	F	Qc	V	F	Qc
5 mn	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
10 mn	100	102	102	98	95	94	102	95	96	105	92	96	89	89	80	99	94,5	93,5
15 mn	110	104	115	101	95	96	104	100	105	103	82	84	87	98	86	101	96	97,5
30 mn	92	104	95	98	95	92	100	95	95	99	80	79	98	98	98	97,3	94,3	91,3
45 mn	100	102	102	97	88	87	100	94	94	96	79	75	92	84	78	97	89,8	87,3
60mn	96	101	98	98	89	87	102	95	96	97	78	75	95	81	78	97,5	88,8	86,8
90mn	98	101	100	92	89	87	103	94	96	96	79	75	98	82	77	97,3	89	87

TABLEAU N° 11 EVOLUTION DES VOLUMES SYSTOLIQUES , DES FREQUENCES ET DES DEBITS .

. POSITION ASSISE . MOYENNE DE 5 SUJETS

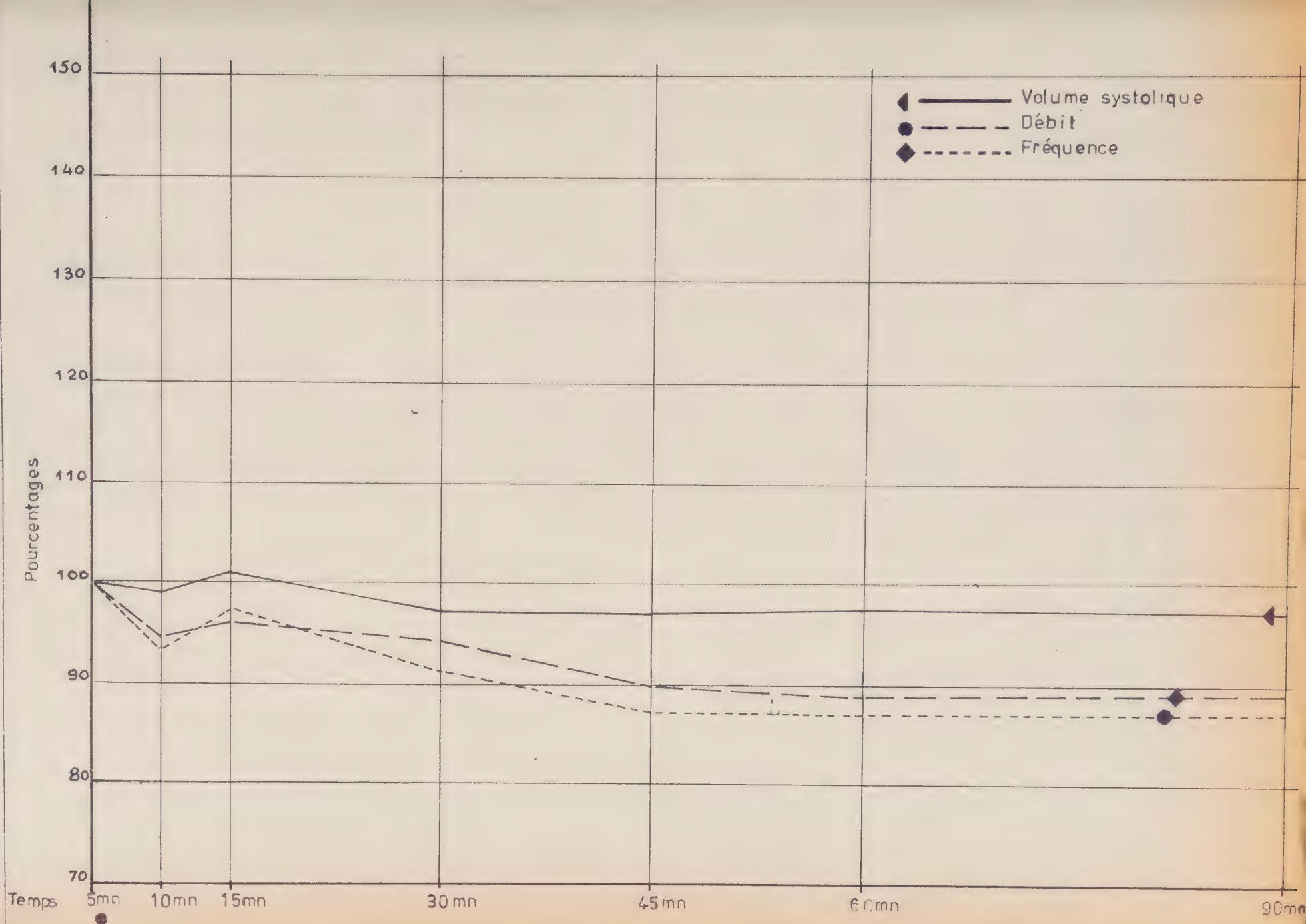


FIG.9 Variations en fonction du temps . POSITION ASSISE . [volume systolique, fréquence, débit]

Enfin les variations observées dans la figure 7 pouvaient être dues à une évolution normale du débit, indépendante des changements de position. C'est à cet effet que nous avons pratiqué des enregistrements de 90 minutes (la durée d'une expérience normale) où le sujet restait dans une position donnée (assise et couchée). L'allure de ces courbes (voir fig. 8 et 9) est extrêmement différente des précédentes : on n'assiste qu'à la stabilisation du débit.

Il apparait donc en définitive que les différences de débit que nous avons observé lors des changements de position sont bien dues à des variations physiologiques du débit cardiaque et de ses composantes et pas à un artéfact du à la méthode elle même ou aux conditions d'enregistrement.

3°) - DISCUSSION DES RESULTATS.

Nous avons déjà énoncé plus haut les résultats globaux de nos expériences.

Rappelons que si on attribue la valeur 100 aux différents paramètres en position debout, on obtient :

- En position assise
  - Volume d'éjection systolique voisin de 112
  - Fréquence cardiaque 93
  - Débit cardiaque 104
- En position couchée
  - Volume d'éjection systolique 140
  - Fréquence cardiaque 80
  - Débit cardiaque 112 (de 110 à 115)

Ces résultats sont très comparables à ceux relevés dans la littérature, en particulier ceux de NYLIN (1934). La grande majorité des auteurs pré-cités avaient trouvé des variations dans le même sens.

4°) - CALCULS STATISTIQUES.

Nous nous en sommes tenus à vérifier que les variations de volume systolique, débit et fréquences cardiaques que nous avons observé étaient statistiquement significatives, notre échantillon étant trop faible pour en tirer plus de renseignements.

Nous avons comparé les moyennes des débits cardiaques, fréquences et volumes systoliques dans les trois positions, lors de l'équilibre, au moyen du test de t.

/...

Notre procédé de comparaison est le suivant :
(comparaison de deux moyennes d'après LAMOTTE).

- Calcul de la variance des deux moyennes à comparer :

$$\sigma^2 = \frac{\Sigma (x - m_1)^2 + \Sigma (x - m_2)^2}{n_1 + n_2 - 2.}$$

- Variance standard :

$$S^2 d = \frac{\sigma^2}{n_1} + \frac{\sigma^2}{n_2}$$

- Rapport t :

$$t = \frac{| m_1 - m_2 |}{Sd.}$$

- Le seuil de signification de t pour 8 degrés de liberté est de :

$T_8 = 2,31$ à 95 %

$T_8 = 3,35$ à 99 %

	DEBOUT			ASSIS			COUCHE		
	x	x-m	$(x-m)^2$	x	x-m	$(x-m)^2$	x	x-m	$(x-m)^2$
Sujet n° 1	98	+ 1	1	106	- 6	36	137	- 6	36
Sujet n° 2	96	- 1	1	119	+ 7	49	140	- 2	9
Sujet n° 3	103	+ 6	36	112	0	0	154	+ 12	121
Sujet n° 4	93	- 4	16	112	0	0	143	0	0
Sujet n° 5	97	0	0	113	+ 1	1	140	- 3	9
	$\bar{m}$=97,4		Σ= 54	$\bar{m}$=112,4		Σ=86	$\bar{m}$=142,8		Σ= 175
Comparaison entre les positions	DEBOUT - ASSIS			DEBOUT - COUCHE			ASSIS - COUCHE		
σ^2	17,5			28,6			32,6		
Sd^2	7			11,4			13		
t	5,7			13,4			8,5		
significatif à	99 %			99 %			99 %		

TABLEAU N° 14 : Comparaison statistique des volumes d'éjection systolique entre les positions Debout-Assis-Couché.
Les différences relevées entre les trois positions sont significatives à 99 %

/...

SUJETS	DEBOUT			ASSIS			COUCHE		
	x	x - m	$(x-m)^2$	x	x - m	$(x-m)^2$	x	x-m	$(x-m)^2$
Sujet n° 1	105	+ 4	16	96	+ 5	25	85	+ 7	49
Sujet n° 2	105	+ 4	16	88	- 3	9	79	+ 1	1
Sujet n° 3	93	- 8	64	89	- 2	4	69	- 9	81
Sujet n° 4	100	- 1	1	92	+ 1	1	76	- 2	4
Sujet n° 5	101	0	0	91	0	0	80	+ 2	4
	$\bar{m}$ 101		$\Sigma = 97$	$\bar{m}$ 91		$\Sigma = 39$	$\bar{m} = 78$		$\Sigma = 139$
	DEBOUT - ASSIS			DEBOUT - COUCHE			ASSIS - COUCHE		
σ^2	17			29,5			22,3		
$S^2 d$	6,8			11,8			8,92		
$t = \frac{\lvert m_1 - m_2 \rvert}{S_d}$	3,84			6,85			4,35		
significatif à	99	%		99	%		99	%	

TABLEAU N° 15 : Comparaison statistique des fréquences cardiaques en position Debout-Assis-Couché.

Les différences relevées entre les trois positions sont significatives à 99 %

/...

SUJETS	DEBOUT			ASSIS			COUCHE		
	x	$x - \bar{m}$	$(x-m)^2$	x	$x - \bar{m}$	$(x-m)^2$	x	$x - \bar{m}$	$(x-m)^2$
Sujet n°1	102	+ 5	25	102	- 2	4	118	+ 6	36
Sujet n°2	99	+ 2	4	106	+ 2	4	111	- 1	1
Sujet n°3	95	- 2	4	112	+ 8	64	106	- 6	36
Sujet n°4	93	- 4	16	103	+ 1	1	109	- 3	9
Sujet n°5	96	- 1	1	99	- 5	25	115	+ 3	9
	m=97		Σ=50	m=104		Σ=98	m=112		Σ=91
	DEBOUT - ASSIS			DEBOUT - COUCHE			ASSIS - COUCHE		
σ^2	18,5			17,6			23,6		
$S^2 d$	7,4			7,05			9,45		
$t=\frac{\lvert m_1-m_2\rvert}{Sd}$	2,58			5,65			2,38		
significatif à	95 %			99 %			95 %		

TABLEAU N° 16 : Comparaison statistique des débits cardiaques en position Debout-Assis-Couché.

Les différences entre les trois positions sont significatives à 95 %

C O N C L U S I O N S

En utilisant la rhéopléthysmographie à 4 électrodes, nous avons mesuré le débit cardiaque de 5 sujets bien portants dans les trois positions debout - assis - couché. Nous n'avons pas voulu du fait de difficultés techniques mesurer la dynamique des variations de débit en régime transitoire. Nos mesures sont faites en régime stationnaire.

Les résultats que nous avons obtenus sont les suivants :

- En position assise par rapport à la position debout,
  le volume d'éjection systolique augmente de 12 %
  la fréquence cardiaque baisse de 7 %
  le débit cardiaque augmente de 4 %.

- En position couchée par rapport à la position debout,
  le volume d'éjection systolique augmente de 40 %
  la fréquence cardiaque baisse de 20 %
  le débit cardiaque augmente de 12 %.

Ces résultats sont très comparables à ceux retrouvés à l'aide de techniques différentes de mesure du débit cardiaque. Cette considération amène à deux conclusions :

- Quelque soit la technique utilisée (donc avec des risques d'erreur différents) le débit cardiaque est toujours nettement plus grand en décubitus qu'en position debout.

- La rhéopléthysmographie par voie externe se confirme comme une méthode assez précise de mesure du débit cardiaque.

Le peu de désagrément qu'elle cause au sujet nous parait être un apport très appréciable dans des branches aussi diverses de la médecine que la médecine aéronautique, la médecine sportive, la médecine du travail et les études ergonomiques.

REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- ALWOOD H.J. et FARNCOMBE M. - Electrical impedance plethysmography. J. PHYSIOL. G.B. ; 3 : 184 (1966).

- ASMUSSEN E., CHRISTENSEN E.H., et NIELSEN M. - The regulation of circulation in different postures. SURGERY ; 8 : 604-616 (1940).

- ASMUSSEN E. - The distribution of the blood between the lower extremities and the rest of the body. ACTA PHYSIOL. SCAND.; 5 : 31 (1943).

- AUZAS - Contribution à l'étude du débit cardiaque par voie externe. THESE MEDECINE ; PARIS 1969.

- BARGETON D. et DURAND J. Circulation in "Physiologie" de KAYSER. FLAMMARION Edit. PARIS 1970.

- BASIN - La rhéographie par impédance. Application à la mesure du débit cardiaque. THESE MEDECINE ; LILLE 1962.

- BEVEGARD S., HOLMGREN A., et JONSSON B. - The effect of body position on the circulation at rest and during exercise, with special reference to the influence on the stroke volume. ACTA PHYSIOL. SCAND. ; 49 : 279-298 (1960).

- BEVEGARD S., FREYSCHUSS U., et STRANDELL T. - Circulatory adaptation to arm and leg exercise in supine and sitting position. J. APPL. PHYSIOL. ; 21 : 37 (1966).

- BURTON A.C. - Physiology and biophysics of the circulation. YEAR BOOK MEDICAL Edit. CHICAGO 1965

- COLEMAN B., FLETCHER J.W.B., et BONFILI H.F. - Human cardiodynamic reponse to heat exposure : Impedance plethysmography measurements of cardiac output. AEROSPACE MEDICAL RESEARCH LABORATORIES, Wright-Patterson Air Force Base, OHIO : Report n° AMRL-TR-67 93(1967)

- COLLETT M.E., et LILJESTRAND G. - The minute volume of the heart in man during some different types of exercise. SCAND. ARCH. PHYSIOL. 45 : 29-42 (1924).

- COURNAND A., RILEY R.L., BRADLEY S.E., BREED E.S., NOBLE R.P., LAUSON H.D. GREGERSEN M.I. et RICHARDS D.W. - Studies of the circulation in clinical shock. SURGERY ; 13 : 964 (1943).

- COURNAND A., RILEY L., BREAD E.S., BALDWIN E., et RICHARDS D.W. Jr. Measurement of cardiac output in man using the technic of catheterization of the right auricle or ventricule. J. CLIN. INVEST. 24 : 106 (1945).

/...

- COURNAND A., LEQUIME J., REGNIERS P., - L'insuffisance cardiaque chronique. MASSON Edit. PARIS 1952.

- DEMANGE J., COLIN J., et BOUTELIER C. - Mesure du débit cardiaque chez l'homme par voie externe. J. PHYSIOL. FRANCE ; 60 suppl. 2 p. 429 (1968).

- DEMANGE J. et VETTES B., - Plethysmographie électrique. Possibilité d'utilisation dans les études ergonomiques appliquées aux armées. REVUE DU CORPS DE SANTE DES ARMEES ; à paraître.

- DEMANGE J., et PERNOD à paraître.

- DONALD K.W., BISHOP J.M., CUMMING G. et WADE O.L. - The effect of nursing positions on the cardiac output in man. CLIN. SCI.; 12 : 199 (1953).

- DONALD K.W., BISHOP J.M., CUMMING G. et WADE O.L. - The effect of exercise on the cardiac output and circulatory dynamics of normal subjects. CLIN. SCI. ; 14 : 37 (1955).

- FIELD H., BOCK A.V., GILDEA E.F. et LATHROP F.L. - The rate of the circulation of the blood in normal resting individuals. J. CLIN. INVEST.; I : 65 (1924).

- FISHER I. - ARBEIT PHYSIOLOGIE ; 6 : 3 (1933)

- FOLKOW B., HEYMANS C. et WEIL E. - Integrated aspects of cardiovascular regulation. HANDBOOK of PHYSIOLOGY ; section 2 Circulation p. 1787 W.F. HAMILTON Edit. WASHINGTON 1965.

- GAUER O.H. et THRON H.L. - Postural changes in the circulation. HANDBOOK OF PHYSIOLOGY ; section 2 Circulation p. 2409. W.F. HAMILTON Edit. WASHINGTON 1965.

- GOUGEROT C. et MONZEIN P. Le phénomène circulatoire et les variations d'impédance thoracique profonde. GENIE BIOL. MED.; I : 152-157 (1970).

- GOUGEROT C. et MONZEIN P. Etude critique des diverses méthodes de mesure des variations d'impédance des tissus profonds (1ère partie). AN. PHY. BIOL. et MED. ; 4 : 159-199 (1970)

- GOUGEROT C. et MONZEIN P. Etude critique des diverses méthodes de mesure des variations d'impédance des tissus profonds. AN. PHY. BIOL. et MED. ; 5 : 1-32 - (1972).

- GREGG D.E. - Homeostasis of the arterial circulation. In Man's Dependence on the Earthly Atmosphere. K.E. SCHAEFER Edit. NEW YORK 1962.

- GROLLMAN A. - The determination of the cardiac output of man by the use of acetylene. AM. J. PHYSIOL. ; 88 : 432 (1929).

- GROLLMAN A. - The cardiac output of man in health and disease. C. THOMAS Edit. SPRINGFIELD (ILL.) 1932.

- HAMILTON W.F., MOORE J.W., KINSMAN J.M. et SPURLING R.G. - Blood flow and intrathoracic blood volume as determined by the injection method and checkes by direct measurement in perfusion experiments. AM. J. PHYSIOL. : 93 : 654 (1930).

/...

- HAMILTON W.F., SPRADLING M.C. et SAAM H.G. - An inquiry into the basis of the acetylene method of determining the cardiac output. AM. J. PHYSIOL. ; 100 : 587 (1932)

- HARLEY A., et GREENFIELD J. C. Jr. - Determination of cardiac output in man by means of impedance plethysmography. AEROSPACE MED. ; 39 : 248-252 (1968).

- HARWEY W. - Exercitatio Anatomica de Motu Cordis et Sanguinis in Animalibus. FRANKFURT : FITZERI 1628.

- HELLEBRANDT F.A. et FRANSEEN E.B. - Physiological study of the vertical stance of man. PHYSIOL. REV. ; 23 : 220-255 (1943).

- HILL R.V., JANSEN J.C. et FLING J.L. - Electrical impedance plethysmography : a critical analysis. J. APPL. PHYSIOL. ; 22 : 161-168 (1967).

- HOLMGREN A. et OVENFORS C.O. - Heart volume at rest and during muscular work in the supine and in the sitting position. ACTA MED. SCAND. ; 167 : 267-277 (1960).

- KROHN B.G., DUNNE E., MAGIDSON O. , HANISH H., TSUJI H.K., REDINGTON J.V. et KAY J.H. - The electrical impedance cardiogramm in health and disease. AM. HEART J. ; 76 : 377-387 (1968).

- KUBICEK W.G., KARNEGIS J.N., PATTERSON R.P. WITSOE D.A. et MATTSON R.H. Development and evaluation of an impedance cardiac output system. AEROSPACE MED.; 37 : 1208-1212 (1966).

- KUBICEK W.G., WITSOE D.A. et PATTERSON R.P. - Development and evaluation of an impedance cardiographic system to measure cardiac output and other cardiac parameters. N.A.S.A. Manned Spacecraft Center , Houston, Texas : Rept. N° NAS 9-4500, I July 1967 to 30 June 1968.

- KUBICEK W.G., PATTERSON R.P. et WITSOE D.A. - Impedance cardiography as a non invasive method to monitor cardiac fonctions and other parameters of the cardiovascular system. ANN. N.Y. ACAD. SCI. ; : 724-732 (juillet 1970).

- LAGERLOF H., ELIASH H., WERKO L. et BERGLUND E. - Orthostatic changes of the pulmonary and peripheral circulation in man. SCAND. J. CLIN. LAB. INVEST. ; 3 : 85 (1951).

- LAMOTTE, M. - Initiation aux méthodes statistiques en biologie. - MASSON Edit. Paris 1957.

- LARSSON H. et KJELLBERG S.R. - Roentgenological heart volume determination with special reference to pulse rate and position of the body. ACTA RADIOL. (Stock.) ; 29 : 159-177 (1948).

- LAWRENCE J.S., HURXTHAL L.M. et BOCK A.V. - Variation in blood flow with changes in position in normal and pathologic subjects. J. CLIN. INVEST.; 3 : 613 (1927).

- LINDHART J. - SCAND. ARCH. PHYSIOL. ; II : 485 (1913).

- LOWER R. - Tractus de Corde item de Motu et colore Sanguinis et Chylicum Transitu LONDON. Allestry 1669.

/...

- MC MICHAEL J. - Postural changes in cardiac output and respiration in man. QUART. J. EXP. PHYSIOL.; 27 : 55-72 (1937).

- MC MICHAEL J. et SHARPEY-SCHAFER E.P. - Cardiac output in man by a direct Fick method. BRIT. HEART J. ; 6 : 33-40 (1944).

- MOSKALENKO Y.Y. et NAUMENKO A.I. - On the theory of electrical plethysmography. N.A.S.A. TTF 157 May 1963.

- MOSKALENKO Y.Y. - Dynamics of the cerebral blood volume under normal conditions and gravitation stresses. N.A.S.A. TTF 492 FEB. 1968.

- MUSSHOFF K. et REINDELL H. - Zur Röntgenuntersuchung des Herzens in horizontaler und verticaler Koperstellung. 1° Der Einfluss der köperstellung auf das Herzvolumen. DEUT. MED. WOCHSCHR ; 81 : 1001 (1956).

- NAMON R. et GOLLMAN F. - External monitoring of cardiac output by reactive electrical impedance (Abstract). FEDERATION PROC. ; 27 : 325 (1968).

- NYBOER J. - Electrical impedance plethysmography. THOMAS Edit. SPRINGFIELD, ILL. 1959.

- NYBOER J. - Tetrapolar electrical resistive impedance measurements as indices of vascular cardiac and respiratory volume changes. WORLD MED. ELECT. G.B. ; 4-7 : 216-220 (1966).

- NYLIN G. - The relation between heart volume and stroke volume in recumbent and erect positions. SCAND. ARCH. PHYSIOL. ; 69 : 237 (1934)

- RAO S. - Cardiovascular responses to head-stand posture. J. APPL. PHYSIOL. 18 : 987-990 (1963).

- REEVES J.T. , GROVER R.F., BLOUNT S.G. Jr. et FILLEY G.R. - Cardiac output response to standing and treadmill walking. J. APPL. PHYSIOL. 16 : 283 (1961).

- ROBINSON B. - Cité de TIGERSTEDT R. - Physiologie des Kreis laufs 1921 2nd Ed. Bd II, p. 451.

- SJOSTRAND T. - Volume and distribution of blood and ther signifiance in regulating the circulation. PHYSIOL. REV. ; 33 : 202 (1953).

- SMITH J.J., BUSH J.E., WIEDMEIER V.T. et TRISTANI F.E. - Application of impedance cardiography to study of postural stress. J. APPL. PHYSIOL. 29 . 133-137 (1970).

- STARR I. et GAMBLE C.J. - An improved method for the determination of cardiac output in man by means of ethyl iodide. J. BIOL. CHEM. ; 71 : 509 (1927).

- STARR I. et RAWSON A.J. - The vertical ballistocardiograph ; experiments on the changes in the circulation on arising : with a further study of ballistic theory. AM. J. PHYSIOL.; 134 : 403 (1941).

- STEAD E.A. Jr., WARREN J.V. , MERRIL A.J., et BRANNON E.S. - The cardiac output in male subjects as mesure by the technique of right atrial catheterization. Normal values with observations on the effect of anxiety and tilting. J. CLIN. INVEST. ; 24 : 326 (1945)

/...

- TURNER A.H. - AM. J. PHYSIOL. ; 80 : 601 (1927).

- WANG Y., MARSHALL R.J. et SHEPHERD J.T. - The effect of changes in posture and of graded exercise on stroke volume in man. J. CLIN. INVEST. ; 39 : 1051-1061 (1960).

- WEISSLER A.M., LEONARD J.J. et WARREN J.V. - J. CLIN. INVEST. ; 36 : 1656 (1957).

Vu, le Président de Thèse

Mr. le Professeur BARGETON

Vu, le Doyen de la Faculté
PITIE - SALPETRIERE

Mr. le Professeur CASTAIGNE

Vu et permis d'imprimer
le Recteur de l'Académie de PARIS

R. MALLET